

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

UNIVERSITÉ de LORRAINE FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

2012 N°

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de médecine spécialisée

par

l'Interne des Hôpitaux des Armées
Ingrid MILLOT
Élève de l'Ecole du Val de Grâce - Paris
Ancienne élève de l'Ecole Santé Navale - Bordeaux

le 12 novembre 2012 à Nancy

PRODUCTION D'OXYGENE EN SITUATION D'EXCEPTION
Vers une autonomie totale.

Examinateurs de la thèse:

Monsieur le Professeur Claude MEISTELMAN Président du jury

Monsieur le Professeur Pierre BOLLAERT }

Monsieur le Professeur Gérard AUDIBERT }

Monsieur le Professeur Michel RUTTIMANN } } Juges

Monsieur le Docteur Lionel NACE }

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université de Lorraine : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Vice Doyen « Pédagogie » : Professeur Karine ANGIOI

Vice Doyen *Mission « sillon lorrain »* : Professeur Annick BARBAUD

Vice Doyen *Mission « Campus »* : Professeur Marie-Christine BÉNÉ

Vice Doyen *Mission « Finances » :* Professeur Marc BRAUN

Vice Doyen Mission « *Recherche* » : Professeur Jean-Louis GUÉANT

Assesseurs :

- 1er Cycle :	**Professeur Bruno CHENUEL**
- « Première année commune aux études de santé (PACES) et universitarisation études para-médicales »	**M. Christophe NÉMOS**
- 2ème Cycle :	**Professeur Marc DEBOUVERIE**
- 3ème Cycle :	
« DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques »	**Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI**
« DES Spécialité Médecine Générale	**Professeur Paolo DI PATRIZIO**
- Filières professionnalisées :	**M. Walter BLONDEL**
- Formation Continue :	**Professeur Hervé VESPIGNANI**
- Commission de Prospective :	**Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT**
- Recherche :	**Professeur Didier MAINARD**
- Développement Professionnel Continu :	**Professeur Jean-Dominique DE KORWIN**
Assesseurs Relations Internationales	**Professeur Jacques HUBERT**

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX
Professeur Jacques ROLAND – Professeur Patrick NETTER

==========

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY Patrick BOISSEL - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT - François CHERRIER - Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Jean DUHEILLE - Adrien DUPREZ - Jean-Bernard DUREUX - Gérard FIEVE - Jean FLOQUET - Robert

FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Pierre HARTEMANN - Claude HURIET - Christian JANOT - Michèle KESSLER - Jacques LACOSTE - Henri LAMBERT - Pierre LANDES -Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS
Michel MANCIAUX - Jean-Pierre MALLIÉ – Philippe MANGIN - Pierre MATHIEU - Michel MERLE - Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre MONIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL - Jean PREVOT - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER - Michel RENARD - Jacques ROLAND - René-Jean ROYER Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Claude SIMON - Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ - Gérard VAILLANT - Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : *(Anatomie)*
Professeur Gilles GROSDIDIER
Professeur Marc BRAUN
2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*
Professeur Bernard FOLIGUET
3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*
Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*
Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER
2ème sous-section : *(Radiologie et imagerie médicale)*
Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON – Professeur Valérie CROISÉ-LAURENT
Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER
Professeur René ANXIONNAT

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR
2ème sous-section : *(Physiologie)*
Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUEL – Professeur Christian BEYAERT
3ème sous-section : *(Biologie Cellulaire)*
Professeur Ali DALLOUL
4ème sous-section : *(Nutrition)*
Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT - Professeur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : *(Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)*
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI – Professeur Evelyne SCHVOERER
3ème sous-section : *(Maladies infectieuses ; maladies tropicales)*
Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : *(Épidémiologie, économie de la santé et prévention)*
Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN
Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA
2ème sous-section : *(Médecine et santé au travail)*
Professeur Christophe PARIS
3ème sous-section : *(Médecine légale et droit de la santé)*

Professeur Henry COUDANE
4ème sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)*
Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
1ère sous-section : *(Hématologie ; transfusion)*
Professeur Pierre BORDIGONI - Professeur Pierre FEUGIER
2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie)*
Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY
Professeur Didier PEIFFERT – Professeur Frédéric MARCHAL
3ème sous-section : *(Immunologie)*
Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE
4ème sous-section : *(Génétique)*
Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
1ère sous-section : *(Anesthésiologie - réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ
Professeur Gérard AUDIBERT – Professeur Thomas FUCHS-BUDER – Professeur Marie-Reine LOSSER
2ème sous-section : *(Réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT
Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)*
Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET
4ème sous-section : *(Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)*
Professeur François PAILLE – Professeur Faiez ZANNAD - Professeur Patrick ROSSIGNOL

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION
1ère sous-section : *(Neurologie)*
Professeur Hervé VESPIGNANI - Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE
Professeur Luc TAILLANDIER – Professeur Louis MAILLARD
2ème sous-section : *(Neurochirurgie)*
Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE – Professeur Olivier KLEIN
Professeur Thierry CIVIT – Professeur Sophie COLNAT-COULBOIS
3ème sous-section : *(Psychiatrie d'adultes ; addictologie)*
Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN
4ème sous-section : *(Pédopsychiatrie ; addictologie)*
Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – Professeur Bernard KABUTH
5ème sous-section : *(Médecine physique et de réadaptation)*
Professeur Jean PAYSANT

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : *(Rhumatologie)*
Professeur Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE
2ème sous-section : *(Chirurgie orthopédique et traumatologique)*
Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD
Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD
4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*
Professeur François DAP – Professeur Gilles DAUTEL

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE et VASCULAIRE
1ère sous-section : *(Pneumologie ; addictologie)*
Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT
2ème sous-section : *(Cardiologie)*
Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL
Professeur Christian de CHILLOU

3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)*
Professeur Jean-Pierre VILLEMOT – Professeur Thierry FOLLIGUET
4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*
Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE
1ère sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*
Professeur Marc-André BIGARD - Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET
3ème sous-section : *(Néphrologie)*
Professeur Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT
4ème sous-section : *(Urologie)*
Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*
Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY
Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY – Professeur Christine PERRET-GUILLAUME
2ème sous-section : *(Chirurgie générale)*
Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
1ère sous-section : *(Pédiatrie)*
Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER
Professeur François FEILLET - Professeur Cyril SCHWEITZER – Professeur Emmanuel RAFFO
2ème sous-section : *(Chirurgie infantile)*
Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE
3ème sous-section : *(Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)*
Professeur Jean-Louis BOUTROY - Professeur Philippe JUDLIN
4ème sous-section : *(Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)*
Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU
1ère sous-section : *(Oto-rhino-laryngologie)*
Professeur Roger JANKOWSKI – Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER
2ème sous-section : *(Ophtalmologie)*
Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeur Karine ANGIOI
3ème sous-section : *(Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)*
Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeur Etienne SIMON – Professeur Muriel BRIX

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Professeur Walter BLONDEL

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Professeur Jean-Marc BOIVIN

==========

PROFESSEUR ASSOCIÉ
Médecine Générale
Professeur associé Paolo DI PATRIZIO

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : *(Anatomie)*

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT – Docteur Manuela PEREZ

2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*

Docteur Edouard BARRAT - Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*

Docteur Aude BRESSENOT

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*

Docteur Jean-Claude MAYER - Docteur Jean-Marie ESCANYE

2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)

Docteur Damien MANDRY

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*

Docteur Sophie FREMONT - Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN

Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteur Shyue-Fang BATTAGLIA

2ème sous-section : *(Physiologie)*

Docteur Mathias POUSSEL – Docteur Silvia VARECHOVA

3ème sous-section : *(Biologie Cellulaire)*

Docteur Véronique DECOT-MAILLERET

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : *(Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)*

Docteur Véronique VENARD – Docteur Hélène JEULIN – Docteur Corentine ALAUZET

2ème sous-section : *(Parasitologie et mycologie)*

Madame Marie MACHOUART

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : *(Epidémiologie, économie de la santé et prévention)*

Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteur Frédérique CLAUDOT – Docteur Cédric BAUMANN

2ème sous-section *(Médecine et Santé au Travail)*

Docteur Isabelle THAON

3ème sous-section *(Médecine légale et droit de la santé)*

Docteur Laurent MARTRILLE

4ère sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*

Docteur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*

Docteur Lina BOLOTINE

3ème sous-section : *(Immunologie)*

Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT

4ème sous-section : *(Génétique)*

Docteur Christophe PHILIPPE – Docteur Céline BONNET

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)*

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT

Docteur Nicolas GAMBIER – Docteur Julien SCALA-BERTOLA

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : *(Rhumatologie)*
Docteur Anne-Christine RAT
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Docteur Anne-Claire BURSZTEJN
4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*
Docteur Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE
4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*
Docteur Stéphane ZUILY

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*
Docteur Laure JOLY

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
3ème sous-section :
Docteur Olivier MOREL
5ème sous-section : *(Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)*
Docteur Jean-Louis CORDONNIER

==========

MAÎTRE DE CONFÉRENCE DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Docteur Elisabeth STEYER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5ème section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE
Monsieur Vincent LHUILLIER

19ème section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE
Madame Joëlle KIVITS

40ème section : SCIENCES DU MÉDICAMENT
Monsieur Jean-François COLLIN

60ème section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE
Monsieur Alain DURAND

61ème section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Monsieur Jean REBSTOCK

64ème section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Mademoiselle Marie-Claire LANHERS – Monsieur Pascal REBOUL – Mr Nick RAMALANJAONA

65ème section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe NEMOS –

Madame Natalia DE ISLA
Madame Nathalie MERCIER – Madame Céline HUSELSTEIN

66ème section : PHYSIOLOGIE
Monsieur Nguyen TRAN

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteur Sophie SIEGRIST
Docteur Arnaud MASSON
Docteur Pascal BOUCHE

========

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Jean-Marie ANDRÉ - Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Gérard BARROCHE
Professeur Pierre BEY - Professeur Patrick BOISSEL - Professeur Michel BOULANGÉ
Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeur Simone GILGENKRANTZ - Professeur Michèle KESSLER - Professeur Henri LAMBERT
Professeur Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS
Professeur Luc PICARD - Professeur Michel PIERSON - Professeur Jacques POUREL
Professeur Jean-François STOLTZ - Professeur Michel STRICKER - Professeur Gilbert THIBAUT
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT
Professeur Colette VIDAILHET - Professeur Michel VIDAILHET

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIELSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)

Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)

Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume Uni)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (USA)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de WUHAN (CHINE)

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRESIDENT DU JURY

Monsieur le Professeur Claude MEISTELMAN
Professeur d'Anesthésiologie et de Réanimation Chirurgicale

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de présider notre jury de thèse
et nous vous en sommes très reconnaissante.
Vous nous avez accueillie dans le cursus du DES d'Anesthésie-Réanimation de Nancy et guidée dans l'ensemble de notre parcours. Nous avons bénéficié de votre enseignement.
Nous vous prions de croire en l'expression de notre gratitude
et de notre plus grande considération.

A NOS JUGES

Monsieur le Professeur Pierre BOLLAERT
Professeur de Réanimation Médicale et de Médecine d'Urgence

Sans nous connaître, vous nous faites l'honneur d'apporter vos connaissances à la critique de ce travail. Soyez assuré de notre profonde gratitude.

Monsieur le Professeur Gérard AUDIBERT
Professeur d'Anesthésiologie et de Réanimation Chirurgicale

Nous avons bénéficié votre enseignement lors du DES d'Anesthésie-Réanimation. Nous vous sommes reconnaissante d'avoir bien voulu porter de l'intérêt à ce travail en acceptant de siéger dans notre jury.

Monsieur le Docteur Lionel NACE
Docteur en Médecine

Nous vous remercions de votre présence en ayant accepté de siéger dans notre jury.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Médecin Chef Michel RÜTTIMANN
Directeur de l'Ecole du Service de Santé des Armées de Libreville
Professeur agrégé du Val de Grâce en Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale
Chevallier de la Légion d'Honneur
Chevallier de l'Ordre National du Mérite
Chevallier de l'Ordre National de Djibouti
Médaille d'Honneur du Service de Santé des Armées
Récompenses pour travaux scientifiques techniques - échelon vermeil

Vous êtes à l'origine de ce travail et nous avez fait l'insigne honneur de le diriger. Nous espérons en retour être digne de la confiance que vous nous avez accordée. Vous nous avez accueillie dans votre ancien service, accompagnée et guidée avec bienveillance dans les premières années de notre parcours professionnel. A vos côtés, nous avons appris notre métier, vous nous avez transmis votre savoir-faire si précieux. Débuter notre parcours d'Anesthésie-Réanimation sous votre direction aura été un honneur. Pour votre confiance en nous, votre soutien et votre entière disponibilité malgré la distance, nous vous sommes très reconnaissante.

ECOLE DU VAL DE GRACE

A Monsieur le Médecin Général Inspecteur Maurice VERGOS

Directeur de l'École du Val de Grâce
Professeur Agrégé du Val de Grâce
Officier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite
Récompenses pour travaux scientifiques et techniques – échelon vermeil
Médaille d'honneur du Service de Santé des Armées

A Monsieur le Médecin Général Jean-Didier CAVALLO

Directeur adjoint de l'École du Val de Grâce
Professeur Agrégé du Val de Grâce
Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite
Chevalier des Palmes Académiques
Récompenses pour travaux scientifiques et techniques – échelon argent
Médaille d'honneur du Service de Santé des Armées

HOPITAL D'INSTRUCTION DES ARMEES LEGOUEST - METZ

Monsieur le Médecin Général Patrick GERGOY
Médecin Chef de l'Hôpital d'Instruction des Armées Legouest
Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite
Médaille d'Honneur du Service de Santé des Armées – échelon bronze

Vous nous avez permis de profiter de l'enseignement du centre hospitalier de Nancy. Nous vous sommes reconnaissante de l'implication que vous avez mise dans notre formation.

Monsieur le Médecin en chef Jean-Pierre PEREZ
Médecin Chef Adjoint de l'Hôpital d'Instruction des Armées Legouest
Professeur agrégé du Val de Grâce
Chevalier de la Légion d'Honneur
Chevalier de l'Ordre National du Mérite
Médaille d'Honneur du Service de Santé des Armées
Récompenses pour travaux scientifiques et techniques – échelon bronze

Vous nous avez soutenue dans notre parcours et permis de profiter des richesses scientifiques du CHU de Nancy et de l'HIA Sainte Anne à Toulon.
Pour l'implication que vous avez mise dans notre formation, nous vous sommes reconnaissante.

Monsieur le Médecin en chef Philippe REY
Professeur agrégé du Val de Grâce
Chevalier de la Légion d'Honneur
Chevalier des Palmes Académiques
Référent pédagogique de l'Hôpital d'Instruction des Armées Legouest

Vous avez suivi notre parcours universitaire. En nous soutenant dans nos choix de formation, vous nous avez permis de profiter de connaissances dans des domaines variés.
Nous vous en remercions.

A la Fédération d'Anesthésie-Réanimation de l'HIA Legouest :

Au Médecin Chef David PLANCADE, notre chef de Fédération, mon guide spirituel. Merci de m'avoir formée (ou formatée!) depuis le début de cet internat, de m'apprendre ce merveilleux métier. J'espère rester à jamais digne de votre confiance…

Au Médecin Chef Jean-Christophe FAVIER, notre ancien chef. Merci de m'avoir permis de découvrir les horizons toulonnais et de m'avoir transmis vos recettes secrètes, les fameux « produits de la ferme »…

Au Médecin Chef Pascal BOULLAND,

Au Médecin Chef Laurent RAYNAUD, mon « conseiller mode »,

A Jul' et Landaille (MP Julien NADAUD et MP Christian LANDY), Vénérables Anciens, mes « grands frères » de la réa…

Aux MP Sophie COTTEZ et MA Ariane GENTILE. Merci pour votre précieuse présence féminine.

A mes chers co-internes militaires: Nico, Elo, Hélène, Raph' et Nouch'. Merci pour cette bonne ambiance et cette cohésion.

A toute l'équipe de la réanimation et du bloc opératoire.

Aux nos chères secrétaires Maryline, Nadège, Sophie,… pour leur soutien technique et leur sourire.

A Barbara ANDREANI, qui m'a aidée lors de la préparation de cette thèse…

A l'ECMSSA d'Orléans :

Au LCL Patrick LIAL. Merci de m'avoir ouvert les portes de l'ECMSSA.

A Patrick EVRARD et Frédéric LECLERC. Merci pour tout le temps que vous m'avez consacré et pour les précieuses informations que vous m'avez transmises.

Ainsi que : CNE Serge LOUIS, ADC Michel FAROUAULT, M. Fabrice SEVIN, M. Nicolas BECK, M. Christophe SALIOU, TSH Patrick PREAUCHAT, TSH Eric COMPERNOLLE, SGT ABDOUL, SGT MANCEL.

A ma Famille :

A mes parents, qui m'ont toujours soutenue dans mes choix les plus déterminants, qui m'ont aimée et guidée pendant toutes ces années. A mon père, cet homme formidable qui est parti trop tôt… A ma mère, que j'aime fort.

A mon grand frère Manu, le « batteur-pilote » dont je suis si fière.

A mon Papi Coucou, Mamie Lily et Papi Jeannot, qui veillent sur nous d'en haut. A mes cousines Lolo, Nathalie et Aurore, mes cousins Julien et Titou ; et à tous les autres membres de ma chère famille…

A mes amis :

Merci pour tous ces instants de bonheur partagés et pour votre soutien dans les moments difficiles.

A Nancy (Nan'), ma fidèle coturne. L'Ecole nous a rapprochées à jamais, merci d'être mon amie depuis toutes ces années…

A Géraldine (Dgé), mon ange gardien. Merci d'avoir su m'ouvrir les yeux…

A Zaïa, ma cocotte. Merci d'être là…

A mes camarades de promo de toujours (et leur moitié): B et Jeannot (mes frères matri), Nath', Flo, Julie, Marc (mon parrain) et Fanny, Julien « le jungle belge », Micka, Yannick « le breton », Philou, Clovis, Anne-Cécile et Fabien, JB et Deb, JB et Amélie…

A Anne et Eric (et leurs « puces », Héléna et Eulalie), Chacha et Gaël (et leur charmante Héloïse), Julia et Hubert, Laly et Mathieu (qui m'ont accueillie lors de mes premiers jours à Metz…), Laurène N, Céline, Caroline, Aline, Gaïttha, Marie R, Matthieu C et Patrice J (mes vieux co-externes)… Aux Z'anesth, mes co-internes de Nancy.

A ma famille musicale : Pauline, Gaby et Aurélie. A Sylvette, mon professeur de violoncelle, qui m'a appris à faire chanter ce si bel instrument…

Aux Dr Hervé Boccard, déclencheur de ma vocation médicale, Dr Jean-Rémi Resca (mon tonton Jean-Rémi) et Dr Anne Piquemal,

Aux Dr Armand Dinh et Dr Alain Coiffic, qui m'ont entraînée dans cette magnifique spécialité…

SERMENT

Au moment d'être admise à exercer la Médecine,
je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans discrimination.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont vulnérables
ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte,
je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs
conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance.

Je donnerai mes soins à l'indigent
et je n'exigerai pas un salaire au-dessus de mon travail.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés
et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances.
Je ne prolongerai pas abusivement la vie ni ne provoquerai délibérément la mort.

Je préserverai l'indépendance nécessaire et je n'entreprendrai rien qui dépasse mes
compétences. Je perfectionnerai mes connaissances pour assurer au mieux ma mission.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.
Que je sois couverte d'opprobre et méprisée si j'y manque.

Liste des abréviations

°C : degrés Celsius

A : ampère

ACA : Antenne Chirurgicale Aérotransportable

ACP : Antenne Chirurgicale Parachutiste

AFSSAPS: Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé

AG : Anesthésie Générale

ALAT : Aviation Légère de l'Armée de Terre

ALR : Anesthésie LocoRégionale

AMM : Autorisation de Mise sur le Marché

API : Automate Programmable Industriel

ATF : Advanced Technology Fractionator

BPC : Bâtiments de Projection et de Commandement

CDG : Charles de Gaulles

cm : centimètre

DAPSA : Direction des Approvisionnements en Produits de Santé des Armées

dBA : décibel (ajusté)

DCSSA : Direction Centrale du Service de Santé des Armées

ECMSSA : Etablissement Central des Matériels du Service de Santé des Armées

ETM: Eléments Techniques Modulaires

EVASAN : évacuation sanitaire

fig.: figure

FiO_2 : fraction inspirée en oxygène

FSC : Formation Sanitaire de Campagne

GMC: Groupement Médico-Chirurgical

HIA : Hôpital d'Instruction des Armées

Hz : hertz

HMC : Hôpital Médico-Chirurgical

hPa : hectopascal

ISO : Organisation Internationale de normalisation

kg : kilogramme

kPa : kilopascal

kVA : kilovoltampère

kW : kilowatt

L : litre

LPI : Lot de Projection Initiale

m : mètres

m^2 : mètre-carré

m^3 : mètre-cube

mbar : millibar

min : minute

mL : millilitre

mmHg : millimètres de mercure

MISINT : mission intérieure

MPOGC : Module de Production d'Oxygène Grande Capacité

MCV : Module de Chirurgie Vitale

O_2 : oxygène

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

OPEX : opération extérieure

PaO_2 : pression partielle artérielle en oxygène

PB : pression barométrique

PED : Pays En Développement

PSM : Poste de Secours Médicalisé

PSA : Pressure Swing Adsorption

SaO_2 : saturation artérielle en oxygène

SDRA : Syndrome de Détresse Respiratoire Aiguë

SEOS : Solid Electrolyte Oxygen Separation

SNLE : Sous-marin Nucléaire Lanceur d'Engins

SNPE : Société Nationale des Poudres et Explosifs

SSA : Service de Santé des Armées

TCD : Transports de Chalands de Débarquement

TOE : Territoire d'Opération Extérieure

V : volt

VABSan : Véhicule de l'Avant Blindé Sanitaire

VE : volume-minute

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE

De nos jours, quoi de plus banal que l'oxygène ? L'anesthésiste-réanimateur moderne a perdu l'habitude de considérer cet élément comme un des biens les plus précieux pour la sécurité des patients et un des éléments principaux conditionnant les possibilités de la chirurgie et de la réanimation. La gestion de l'oxygène est en revanche une des principales préoccupations de l'anesthésiste-réanimateur militaire exerçant en situation d'exception.

Ce gaz est effectivement à l'origine de notre vie, dont voici quelques éléments chronologiques.

Il y a 4,5 milliards d'années, la terre se forme, enveloppée d'une atmosphère primitive issue du dégazage intensif de la planète. 3,5 milliards d'années plus tard, des algues rudimentaires produisent de l'oxygène par photosynthèse, en captant l'énergie solaire. Ainsi, l'oxydation apparaît à son tour et le gaz en excédent s'accumule progressivement dans l'atmosphère. Il permet l'apparition d'une vie aérobie. Il y a un milliard d'années, avec une concentration atmosphérique en oxygène de 5%, la vie animale apparaît à son tour. Il y a 400 millions d'années, la composition de l'air atmosphérique est celle que nous connaissons aujourd'hui, avec une concentration en oxygène de 21%. En 1773-1774, le gaz est découvert par le pharmacien suédois Carl Wilhelm Scheele (qui lui donna le nom de « air du feu ») et le chimiste anglais Joseph Priestley en concentrant les rayons du soleil sur de l'oxyde de mercure (1). Mais c'est en 1777 que le chimiste français Antoine Laurent de Lavoisier identifie l'oxygène et décrit la photosynthèse avec Priestley. Il est alors admis que l'on vit plus longtemps dans un environnement enrichi en oxygène qu'en air ambiant. C'est la première démonstration de l'effet thérapeutique de l'oxygène (2). En 1783, le médecin François Chaussier propose de « ranimer » les nouveau-nés en état de mort apparente avec cet « air vital » et il l'administre également à un « phtysique » en fin de vie. C'est le début de l'oxygénothérapie, mais elle n'est pas encore utilisée en routine. A l'avènement de l'anesthésie en 1847, plusieurs physiologistes et chimistes (Despretz, Lassaigne, Doyère, Jackson, Duroy) recommandent l'oxygène pour rétablir sa proportion normale dans le mélange inhalé appauvri en oxygène par le volume d'éther et aussi pour lutter contre les accidents asphyxiques. Ils ne sont malheureusement guère suivis par les chirurgiens qui craignaient un effet antagoniste de l'oxygène sur l'anesthésie et qui surtout trouvaient les ballons trop encombrants (1). En 1860, Hoppe-Seyler décrit le transport de l'oxygène par l'hémoglobine (2). En 1878, Paul Bert explique le rôle physiologique de l'oxygène. Père de la médecine aéronautique et de la médecine sub-aquatique, il étudie les effets toxiques de la pression et de la concentration de l'oxygène dans l'air respiré. En 1889, J. Lorrain-Smith décrit les symptômes pulmonaires de la toxicité de l'oxygène pur, déjà observés par Lavoisier (1). Ce n'est vraiment qu'à partir du début des années 1920 que l'oxygène est couramment utilisé à l'hôpital (2).

Il nous faut rappeler maintenant quelques caractéristiques physico-chimiques de l'oxygène (annexe 1).

Tout d'abord, c'est un gaz permanent puisque la température de son point critique au-dessus duquel l'oxygène est à l'état gazeux quelle que soit la pression (-118,6°C) est très inférieure à la température ambiante (3). Il peut être refroidi en dessous de sa température d'ébullition (-183°C à 1013 hPa) et conservé à l'état de liquide dans les récipients cryogéniques. Un litre de liquide libère 854 litres de gaz détendu à 15°C de température et à 1013 hPa d'altitude (4). Sa masse volumique est de 1,4287 kg/m3. Il est plus lourd que l'air avec une densité de 1,1. C'est également un puissant oxydant capable de réagir avec la plupart des composés chimiques : oxydation des métaux et des corps gras, respiration cellulaire au sein de la chaîne respiratoire, combustion (3).

A l'échelle atomique, l'élément oxygène agit comme un capteur d'électron (comburant) au détriment d'un donneur d'électron (combustible). Cette réaction d'oxydo-réduction est exothermique dans la plupart des cas. A une concentration supérieure à 25%, l'énergie d'activation de la réaction diminue et favorise la combustion voir l'auto-inflammation des corps combustibles (3).

L'oxygène est un élément indispensable au maintien de la vie. Encore faut-il que soient respectées les conditions de concentration et de pression. C'est la pression partielle en oxygène dans le sang qui rend compte de la bonne oxygénation des tissus. Si elle diminue (altitude, pathologie…), il se crée les conditions de l'asphyxie. Si elle augmente (plongée…), c'est la toxicité qui menace (5). C'est la production de radicaux libres en excès qui est le mécanisme principal de la toxicité de l'oxygène : ils induisent une lipopéroxydation provoquant des dégâts intracellulaires avec des troubles électrolytiques, une activation de système du complément et une libération d'histamine responsables contribuant à une réaction inflammatoire locale. On peut alors craindre des lésions interstitielles pulmonaires pouvant aller jusqu'à la fibrose (6).

L'oxygène reste le premier médicament de l'urgence puisque toute agression pour le corps humain a pour conséquence d'augmenter la consommation en oxygène (intoxication, état de choc, hyperthermie, coma) (7, 8, 9) ou de diminuer l'apport de l'oxygène (anémie, bas débit, syndrome d'irritation aérienne, insuffisance respiratoire). Les valeurs normales de l'oxygène chez l'homme sont une Pa02 comprise entre 85 et 100 mmHg (11,3 - 13,3 kPa). La SaO_2, pour une PaO_2 de 100 mmHg, est de 97% ; pour une PaO_2 de 40 mmHg, la SaO_2 est de 75% (annexe 2). Rappelons qu'elle est indépendante de la quantité d'hémoglobine. Par définition, l'hypoxie traduit une insuffisance d'oxygène au niveau cellulaire, tandis que l'hypoxémie désigne une insuffisance au niveau du sang artériel (baisse de la PaO_2). L'hypoxie peut avoir plusieurs origines : hypoxémique (mauvaise ventilation ou un déficit des échanges gazeux), anémique (diminution de l'hémoglobine), circulatoire (chute du débit cardiaque), cytotoxique (intoxications par des substances bloquant la respiration cellulaire, comme l'acide cyanhydrique). L'apport d'oxygène permet donc de lutter contre l'hypoxémie qui

est néfaste, parce qu'elle induit une souffrance tissulaire de tous les organes. Le retentissement tissulaire débute avec une PaO_2 inférieure à 55 mm Hg (7,3 kPa) (6). Les processus vitaux sont principalement constitués au niveau cellulaire par l'oxydo-réduction enzymatique, véritable réaction en chaîne à étage en aérobiose dans les mitochondries. En médecine, l'utilisation thérapeutique de l'oxygène repose sur plusieurs mécanismes : mécanique (gonflage alvéolaire, motricité ventilatoire), physico-chimique (pression partielle, diffusion alvéolo-capillaire, équilibre forme fixée (hémoglobine) - forme libre), biochimique (réactions cellulaires aérobies) (3). L'oxygène est l'essence même de l'oxygénothérapie hyperbare, thérapeutique de plus en plus utilisée dans plusieurs indications. L'oxygène étant référencé comme un médicament, il est soumis à une réglementation pharmaceutique très stricte, imposant des normes de qualité pour la sécurité des patients (5).

Loin de notre confort professionnel en métropole, l'oxygène constitue un véritable défi de gestion pour l'équipe d'anesthésie dans la prise en charge des blessés de guerre. Sur un territoire en conflit armé, la production locale d'oxygène liquide ou gazeux est très souvent mise à mal par la destruction des infrastructures et la fuite des personnels qualifiés. Le ravitaillement sanitaire militaire est aléatoire compte tenu des contraintes du transport aérien et des priorités logistiques du moment (9, 10).

De plus, les conditions d'exercice sont particulières. Le malade peut être un simple blessé, inconnu de l'anesthésiste, avec lequel la communication n'est pas toujours facile ; au pire, c'est un polyblessé, polytraumatisé, choqué, qui souffre, saigne, s'étouffe et a froid (9, 11, 12). L'anesthésiste militaire doit assurer une anesthésie strictement limitée au temps opératoire et rapidement réversible, car il n'a pas de salle de réveil et il est vite sollicité par d'autres « activités » : déchoquage, triage, mise en condition d'évacuation (11, 13). La tâche est rendue plus difficile par l'afflux massif et irrégulier de blessés, dans une ambiance d'insécurité, de pénurie de matériel et de personnel qualifié (11). Le climat a parfois un retentissement direct sur le matériel et sur les équipes médicales. Ainsi en milieu tropical, l'humidité augmente l'oxydation des matériels, et la chaleur est à l'origine de nombreux coups de chaleur et de déshydratations aiguës (14). Le personnel est également exposé à des pathologies typiquement tropicales (gastro-entérites) qui n'améliorent pas les conditions de travail.

Nous étudierons tout d'abord les différentes sources d'oxygène envisageables, puis nous rappellerons l'évolution de la production de l'oxygène dans le Service de Santé des Armées (SSA). Ensuite, nous rapporterons les performances des extracteurs en cours d'utilisation par le SSA sur le terrain, puis nous décrirons la dotation actuelle du SSA en oxygène. Enfin, nous discuterons de l'adéquation des moyens disponibles aux besoins des forces, applicables à d'autres situations d'exception rencontrées dans le milieu civil, ainsi que de l'impact économique que pourrait impliquer une autonomisation en matière de production d'oxygène.

I. LES DIFFERENTES SOURCES D'OXYGENE

1. Oxygène gazeux (bouteille)

a) Principe

L'oxygène destiné au remplissage des bouteilles de gaz médicaux est issu des installations de séparation des gaz par distillation fractionnée de l'air liquide.

Les bouteilles contiennent en général une teneur en oxygène supérieure à 99,5% en volume. Les 0,5% restants sont constitués par un certain nombre d'impuretés contenues dans l'air.

Le conditionnement de l'oxygène médicinal est effectué suivant des procédures très précises garantissant la qualité du produit délivré. Chaque bouteille présentée au remplissage est vidée à l'air libre. Un cycle automatique de traitement, limitant les risques d'erreur humaine, préconditionne chaque bouteille par mise sous vide, rinçage sous pression et nouvelle mise sous vide avant remplissage à la pression de service. Toutes les opérations relatives aux bouteilles d'oxygène médicinal, telles que la fabrication, la distribution en gros et la dispensation au détail doivent être effectuées dans des établissements pharmaceutiques, sous la responsabilité d'un pharmacien (3).

L'approvisionnement en bouteilles d'oxygène médicinal ne peut ainsi se faire qu'auprès de pharmacies d'officine, de pharmacies à usage intérieur des établissements de santé, voire de distributeurs en gros ou de fabricants, respectant le principe pharmaceutique.

Les bouteilles sont, par convention en France, de couleur blanche (fig.1) (7), d'un volume (capacité en eau) de 1 à 50L (fig.2), constituées de récipients métallique résistants à la pression du gaz (pression de service 200 bar en général) (3).



Figure 1 : bouteille avec son robinet-détendeur intégré



Figure 2 : bouteilles de 2, 5 et 15 litres



Figures 3 et 4 : robinets-détendeurs

Dans le civil, la plupart des bouteilles sont en composite synthétique. On distingue deux parties dans celles-ci :

- Une enveloppe mince (doublure liner) qui sert de limite au volume, de support au bobinage, de barrière étanche et d'interface de compatibilité avec le contenu

- Un enroulement à spires croisées sur la totalité du liner, par un fil tendu et adhérent en fibre composite (verre, aramide, Kevlar® ou carbone) imprégné de résine époxyde.

Les bouteilles « Composites Aquitaine » sont en fait l'association d'un liner mince en aluminium et d'un frettage en carbone (3).

Les bouteilles portables de 2 à 15L (fig.2) sont munies de robinets-détendeurs intégrés garantissant une meilleure sécurité (5). Le manodétendeur (fig.3, 4) permet de lire la pression qui règne à l'intérieur de la bouteille et de réduire la pression de stockage à une pression constante d'utilisation de 4 bar. Le débitmètre (fig.3, 4) permet de délivrer le volume d'oxygène désiré par un robinet qui se règle de 0 à 15 L/min. Le SSA dispose de bouteilles de 3,5 à 50L.

Pour faciliter la manutention, les bouteilles de 50L peuvent être associées dans des cadres de 6 à 28 bouteilles (7).

Sur l'ogive ou la partie arrière de la bouteille doivent figurer les inscriptions suivantes (7) :

- N° : numéro d'identification de la bouteille
- PV : poids vide de la bouteille
- PE : pression d'épreuve de la bouteille, qui doit être de 1,5 fois la PS (soit 300 bar)
- Date : date de l'essai à pression d'épreuve qui a lieu tous les cinq ans
- V : volume intérieur de la bouteille exprimé en litres d'eau
- PS : pression de service définie par le constructeur (200 bars le plus souvent)

La contenance d'une bouteille d'oxygène peut se calculer de cette façon : une bouteille d'un volume de 3L remplie à 200 bar délivrera en fait 600L d'oxygène. Le volume d'oxygène disponible varie en fonction de la pression atmosphérique et de la température, c'est pourquoi les données inscrites sur les bouteilles sont définies pour une température de 15°C à une pression de 1013 hPa, soit environ 1 bar (7).

b) Avantages

Les bouteilles restent jusqu'à présent le seul moyen d'amener l'oxygène au plus près des blessés. L'utilisation d'une bouteille d'oxygène est simple et silencieuse ; en outre, la pureté du gaz fourni est constante quel que soit le débit (5).

c) Inconvénients

L'inconvénient principal des bouteilles est le risque d'explosion lié à la réactivité comburante de l'oxygène, capable d'enflammer tous les matériaux, y compris le métal (7). La pression de l'oxygène est de 200 bar dans la bouteille, et de 1 bar dans le détendeur (pression atmosphérique de référence). A l'ouverture de la bouteille, le passage de 1 à 200 bar produit une température pouvant atteindre 600°C. Dans de telles conditions, un agent polluant tel qu'une poussière, de la graisse (lubrification du filetage, transpiration, main grasse,…) ou un joint en caoutchouc (les joints recommandés sont en élastomère polyhalogéné), s'enflamme spontanément en réalisant un « coup de feu ». Il se produit alors un phénomène d'oxycoupage où le métal brûle, fond et se coupe à l'image d'un chalumeau sans flamme apparente, puis c'est l'explosion avec projection de métal en fusion et de gaz à plus de 1000°C. C'est pourquoi il est recommandé de ne pas manipuler le manodétendeur avec les mains grasses, ne mettre aucun corps gras (huile, pommade, graisse,…) en contact avec les bouteilles, ne pas placer une bouteille près d'une flamme, ne pas exposer une bouteille à la chaleur excessive, et de ne pas utiliser un outil pour démonter un manodétendeur sur une bouteille devant le risque d'étincelles (7).

De plus, la manutention des bouteilles peut se révéler difficile sur le terrain, et fait appel à des techniciens habilités. Leur poids reste important malgré l'amélioration et l'allègement des matériaux utilisés pour leur fabrication.

Leur volume pose également un problème de stockage, dont la sécurité dépend des contraintes logistiques et climatiques locales. Stocker des bouteilles d'oxygène nécessite des zones spécialisées pour les bouteilles vides et pour les pleines, fraîches et aérées, éloignées de toute source de flamme (3, 5, 7).

L'acheminement des bouteilles est aussi compliqué par le risque explosif, qui justifie une règlementation drastique pour le transport aérien, limitant habituellement la pression de remplissage à 120 bar, ce qui diminue nettement le volume de gaz disponible et augmente le coût global. Le transport par voie terrestre reste également soumis aux contraintes de la guerre (barrages, embargo, zones de conflits armés,…) (15).

Enfin, la gestion du remplissage et de la réépreuve des bouteilles est contraignante (tous les 5 ans par un service agréé) (6), sachant qu'une bouteille ne doit jamais être vidée complètement de son contenu, sous peine de devoir être subir un double tirage au vide avant tout nouveau remplissage, car l'absence de gaz avec une pression nulle expose la bouteille à une contamination (5, 15).

2. *Oxygène liquide*

a) Principe

L'oxygène liquide est produit en usine selon le procédé de Georges Claude et Karl Von Linde, par liquéfaction et distillation de l'air atmosphérique épuré. L'air sec est comprimé à 5 bar puis refroidi à travers un échangeur thermique par de l'azote liquide (issu de la production). On obtient de l'air liquide, mélange d'oxygène et d'azote en phase liquide. Les températures d'ébullition de l'oxygène (Te = -183°C) et de l'azote (Te = -195°C) étant différentes, le mélange est séparé par vaporisation dans une colonne de distillation fractionnée à moyenne et basse pression (3) : l'azote, le plus volatile, est récupéré à la partie supérieure des colonnes, et l'oxygène est récupéré vers le milieu de la colonne (8).

Fluide cryogénique, il est stocké dans des récipients spécialement prévus à cet effet : les réservoirs cryogéniques d'une capacité variant de 1500 à 10000 litres, réservés aux établissements de santé, et les évaporateurs froids (fixes ou transportables) pour une utilisation à domicile (6).

Les évaporateurs (fig.5) sont constitués par des récipients métalliques aux propriétés thermiques isolantes renforcées dans lesquels l'oxygène est maintenu à l'état liquide froid (–183 °C, 1013 hPa). Malgré l'isolation renforcée (vide permanent entre parois), le transfert de chaleur atmosphérique au contenu entraîne la vaporisation du liquide. Cela implique en conséquence que l'oxygène liquide doit toujours être utilisé à court terme (5, 15).

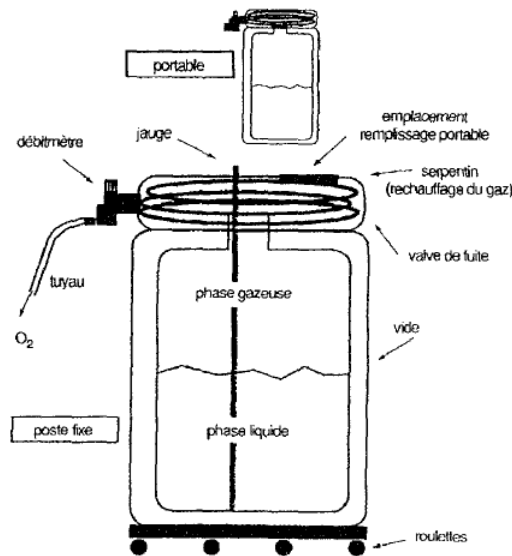


Figure 5 : schéma d'une cuve d'un évaporateur d'oxygène liquide et son portable

b) Avantages

En termes de volume, 1 litre d'oxygène liquide correspond à environ 850 litres d'oxygène gazeux. Avec l'oxygène liquide, il est donc possible de fournir pour un volume de stockage donné, un volume de gaz nettement supérieur (3, 5).

De plus, la pureté de l'oxygène est garantie, tout comme une utilisation silencieuse (5).

c) Inconvénients

Les risques de l'oxygène liquide sont avant tout ceux propres à l'oxygène.

Les risques spécifiques sont ceux liés à l'augmentation de pression dans les réservoirs cryogéniques, ainsi que ceux liés à la température très basse du liquide. Il est donc nécessaire de prévoir des dispositifs de sécurité contre les surpressions, sur chaque partie de circuit où le liquide risque d'être emprisonné, et dans le cas de manipulations avec de l'oxygène liquide, de protéger l'opérateur contre les projections éventuelles (5).

Si les conditions de stockage sont aisément réalisées pour les hôpitaux d'infrastructure, celles-ci sont difficiles, voire impossibles à appliquer en situation opérationnelle :

- les risques de perforation des réservoirs cryogéniques par projectiles, d'où incendies ou explosions ;

- la nécessité de leur installation sur une dalle bétonnée et non sur un sol goudronné ;

- un taux de vaporisation non négligeable présentant un aspect rédhibitoire pour le stockage de réservoirs pleins dès le temps de paix ;

- une quasi-interdiction de transport aérien des réservoirs cryogéniques au moins sur vols commerciaux (5).

L'utilisation de l'oxygène liquide n'est par conséquent pas adaptée à la constitution de réservoirs de secours destinés à être stockés pendant très longtemps. Son emploi en situation de déploiement sur un théâtre d'opérations paraît difficilement envisageable (5).

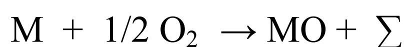
3. *Oxygène chimique*

a) <u>Principe</u>

L'oxygène chimique est produit par décomposition thermique autoentretenue d'un composé riche en oxygène (chlorate de sodium, perchlorate de sodium, superoxyde de potassium…), comprimé à l'état solide dans des chandelles métalliques introduites dans un générateur.

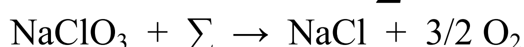
Les chandelles utilisées pour la production d'oxygène d'usage médical sont constituées d'un composé solide élaboré à partir de chlorate de sodium (5). Le chlorate est associé à de l'eau pour former une pâte qui est coulée dans un moule, puis mis sous pression à 300 bar. Après évaporation, le mélange se solidifie. La décomposition thermochimique n'est possible que si l'on associe un combustible de type métallique. Ce combustible joue un rôle essentiel dans le système, son oxydation étant génératrice d'énergie, chaleur indispensable à la décomposition du chlorate. L'adjonction d'un catalyseur comme le magnésium, dans des proportions définies, permet de diminuer la température de décomposition du chlorate qui est initialement de 248°C. D'autres composés permettent de réguler la vitesse de la réaction.

L'induction de la réaction se fait par percussion mécanique (fig.6, 7) d'une amorce pyrotechnique logée dans le chlorate (3, 15), permettant d'obtenir une température de 300°C dans la chambre de réaction (fig.9) (8). La production d'oxygène est immédiate: une lente réaction chimique libère l'oxygène sous forme gazeuse (5). La chandelle Orphée® sur le Soprano 3000® (SNPE™) (fig.8) permet d'obtenir jusqu'à 3000L d'oxygène en 15 minutes.



$$M + 1/2\ O_2 \rightarrow MO + \sum$$

M = métal



$$NaClO_3 + \sum \rightarrow NaCl + 3/2\ O_2$$

∑ = énergie

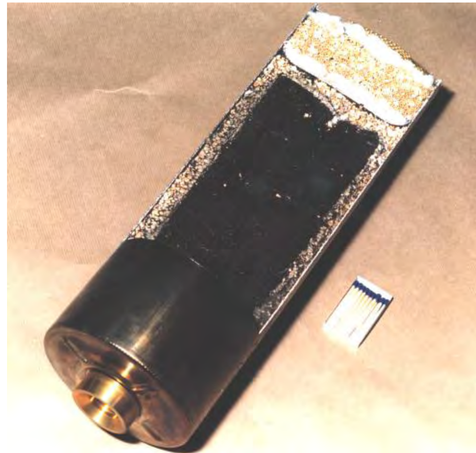


Figure 6 : coupe d'une chandelle chimique Orphée®

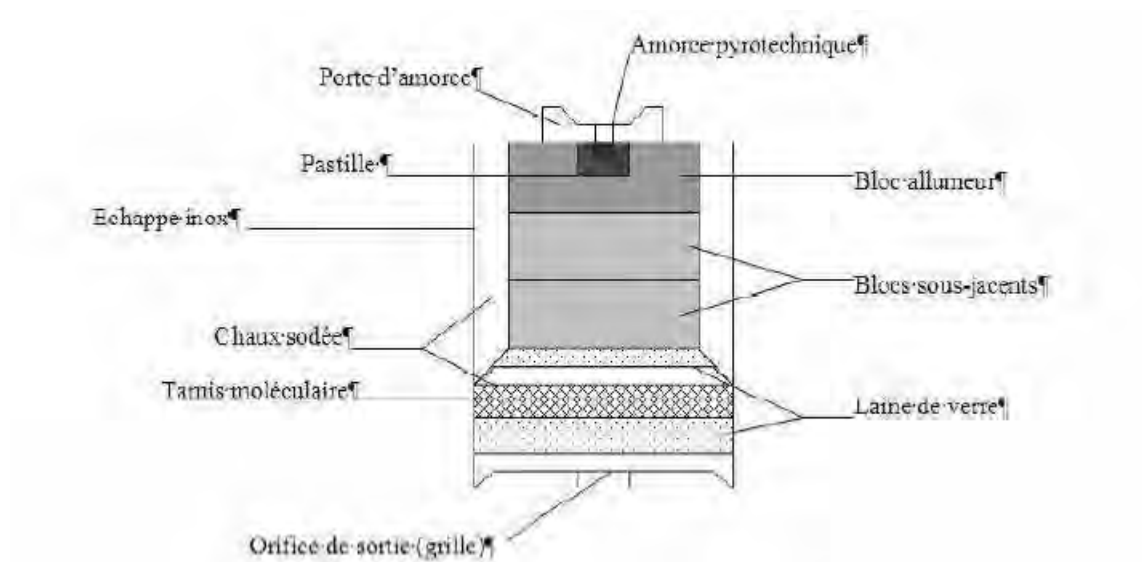


Figure 7 : Schéma de coupe d'une chandelle chimique



Figure 8 : cadre acier du Soprano 3000®



Figure 9 : chambre de réaction

La pureté de l'oxygène ainsi obtenue est habituellement supérieure à 99,5%, le reste étant principalement de la vapeur d'eau, du monoxyde et dioxyde de carbone et des traces de chlore. Le gaz est épuré par un système de filtration : un lit de chaux sodée fixe le gaz carbonique ; un tamis moléculaire en zéolithes (silico-aluminates métalliques) absorbe toutes les molécules présentant un moment polaire : l'eau, le monoxyde de carbone et le chlore (15).

Le composé solide génère environ 700 fois son propre volume ; c'est un peu moins que l'oxygène liquide pour lequel le rapport est de 850. Munie de son système de filtration et de son enveloppe, la chandelle génère approximativement 350 fois son volume, soit encore deux fois plus qu'une bouteille d'oxygène remplie sous 200 bar (le rapport est d'environ 150 pour une bouteille de 3L sous 200 bar) (5).

Dans l'aéronautique commerciale, ce sont des cartouches chimiques qui alimentent les masques oxygène passagers en cas de dépressurisation (3).

b) Avantages

Le système de production d'oxygène par voie chimique présente un certain nombre d'avantages, en particulier en situation opérationnelle :

- totalement autonome, il ne requiert aucune source d'énergie, excepté au moment de l'amorçage de la chandelle, mais cette opération est généralement réalisée par percussion mécanique déclenchée manuellement, avec 100% de réussite sur le Soprano 3000® ;

- l'oxygène produit est de très bonne qualité, et son obtention rapide ;

- les chandelles peuvent être conservées entre –20 et +50 °C, sans conséquence lors de la production ;

- les chandelles ne nécessitent aucune opération de maintenance ; déstockées dix ans plus tard, elles génèrent la même quantité d'oxygène ;

- les chandelles ne présentent pas les dangers des réservoirs d'oxygène sous pression ; prises dans un incendie, elles génèrent leur oxygène, mais n'explosent pas ;

- sur le long terme, il ne peut y avoir fuite comme pour les bouteilles d'oxygène ; les chandelles ne peuvent en aucun cas générer leur oxygène, tant que la réaction chimique n'est pas volontairement provoquée ;

- à volume d'oxygène fourni identique, les chandelles chimiques sont de l'ordre d'une fois et demie plus légères que les bouteilles d'oxygène ;

- l'emploi du matériel ne nécessite pas de personnel spécialisé ;

- leur utilisation est silencieuse ;

- leur encombrement est minime : 1,15 x 0,9 x 0,65 m pour le générateur Soprano 3000® ;

- en ce qui concerne le transport, le matériel n'est pas sous pression ; il peut être transporté par voie routière ou aérienne sous réserve de respecter la réglementation pour les chandelles (5).

c) Inconvénients

Le poids des chandelles chimiques qui, bien qu'inférieur à celui des bouteilles d'oxygène, n'en reste pas moins conséquent.

La manutention des chandelles après réaction doit être extrêmement prudente, avec le port de gants, en raison de la chaleur dégagée (jusqu'à 800°C) lors de la réaction.

Le coût du mètre cube d'oxygène produit est très élevé : une chandelle au chlorate de sodium de 3000L d'oxygène coûte environ 1000 euros. Leur production est dépendante des entreprises pyrotechniques qui imposent leurs prix.

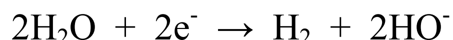
Enfin, ce système reste tributaire d'un moyen de transport pour l'acheminement des chandelles sur le terrain (5).

4. *Oxygène par électrolyse*

a) Principe

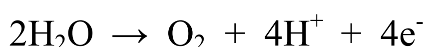
La production d'oxygène peut également être effectuée par électrolyse de l'eau. Ce procédé est souvent utilisé dans les sous-marins depuis la première Guerre Mondiale.

Un courant électrique (fig.10) dissocie la molécule d'eau (soit H_2O) en ions hydroxyde (HO^-) et hydrogène (H^+): dans la cellule électrolytique, les ions hydrogène acceptent des électrons à la cathode dans une réaction d'oxydation en formant du dihydrogène gazeux (soit H_2), selon la réaction de réduction:



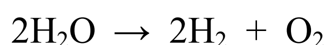
$$2H_2O + 2e^- \rightarrow H_2 + 2HO^-$$

alors qu'une oxydation des ions hydroxyde - qui perdent des électrons donc - se produit à l'anode afin de "fermer" le circuit électrique (équilibre de la réaction chimique en charge) :



$$2H_2O \rightarrow O_2 + 4H^+ + 4e^-$$

ce qui donne l'équation de décomposition par électrolyse suivante :



$$2H_2O \rightarrow 2H_2 + O_2$$

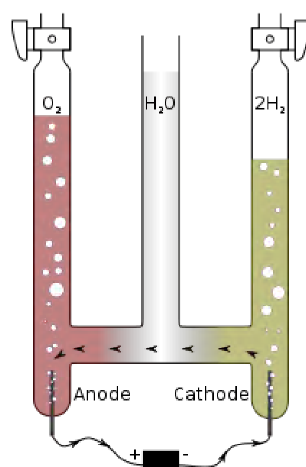


Figure 10 : schéma de la réaction d’électrolyse

L'eau pure conduit peu l'électricité, ce qui conduit à l'emploi d'un additif hydrosoluble, un électrolyte, dans la cellule d'électrolyse pour « fermer » le circuit électrique, c'est-à-dire faire en sorte que les potentiels chimiques en jeu permettent la réaction chimique. L'électrolyte se dissout et se dissocie en cations et anions qui peuvent « porter » le courant (16). Le sel marin, soit du chlorure de sodium, joue naturellement ce rôle dans les électrolyseurs des sous-marins (fig.11) ; d’autres électrolyseurs ont été créés pour l’industrie (fig.12).



Figure 11 : électrolyseur de sous-marin américain



Figure 12 : électrolyseur PIEL™ (d’origine italienne)

Ainsi, 3,3L d’eau produisent 2000L d’oxygène entre 2 et 4 bar (3). Dans les sous-marins, l’oxygène produit suffit juste à compenser la consommation en oxygène de

l'équipage (environ 5% d'oxygène sur les 21% présents dans l'air ambiant). Le dioxyde de carbone libéré par les personnels est absorbé par des filtres de chaux sodée. L'hydrogène produit par l'électrolyse est stocké dans des cuves qui sont vidées lorsque le sous-marin se trouve en zone de sécurité.

b) Avantages

Ce procédé est simple de mise en œuvre, adapté aux espaces confinés. L'oxygène produit est très pur.

c) Inconvénients

Ce système reste dépendant d'une source d'électricité et nécessite une association à un surpresseur d'oxygène puissant afin d'obtenir un débit d'oxygène et une pression suffisants pour une utilisation médicale sur un théâtre opérationnel.

L'électrolyse est grande consommatrice d'eau qui n'est pas toujours présente en quantité suffisante sur le terrain.

5. Systèmes à membranes céramiques

a) Principe

Derniers-nés des récentes technologies issues des laboratoires américains, les systèmes à membranes céramiques (fig.13) permettent la production d'oxygène. En fait, il s'agit d'une séparation sélective de l'oxygène par électrodiffusion ou SEOS : Solid Electrolyte Oxygen Separation (5).

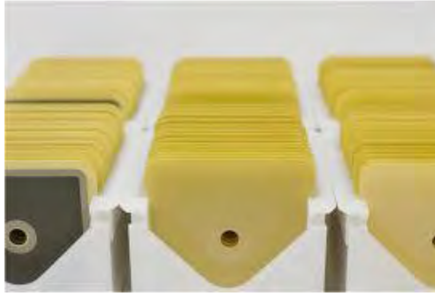


Figure 13 : système de membranes céramiques pour SEOS

La membrane céramique utilisée comprenant trois parties est mise sous une différence de potentiel (fig.14) :

- la cathode constituée par la couche interne ;
- l'anode constituée par la couche externe ;
- l'électrolyte composé de zircone stabilisée à l'yttrium située entre la couche interne et la couche externe (17).

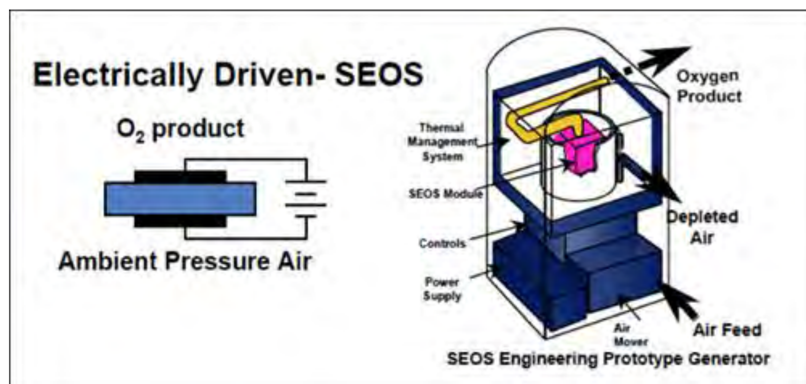


Figure 14 : Schéma du SEOS (17)

Pour une température de fonctionnement de 700 à 800°C, l'oxygène de l'air produit deux anions O_2 qui passent à travers l'électrolyte grâce à un transport par lacune et arrivent au niveau de l'anode où les quatre électrons sont libérés et la molécule d'oxygène reconstituée (5).

b) Avantages

L'intérêt de cette technique est la très grande pureté du gaz produit supérieure à 99,99%, ce qui la rend très intéressante pour l'usage médical (5).

c) Inconvénients

Des inconvénients importants sont à noter : la nécessité de chauffer la céramique à très haute température, d'où une forte consommation en énergie électrique et des problèmes liés à la sécurité d'emploi, un débit produit qui reste très faible au regard de la taille des membranes céramiques, une technologie issue de laboratoires qui demande à mûrir en termes de rentabilité industrielle et économique (5).

6. *Oxygène produit par tamis moléculaire : concentrateurs d'oxygène*

a) Principe

Les concentrateurs d'oxygène permettent la séparation des différents gaz constituant l'air.

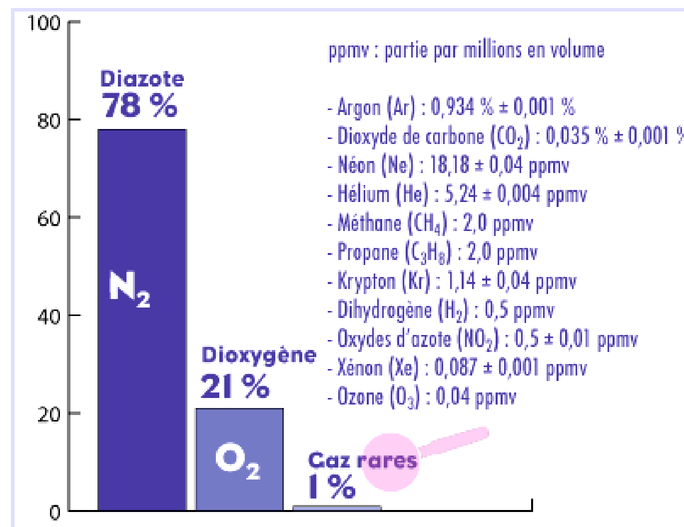


Figure 15 : principaux gaz constituant l'air ambiant

Le principe utilisé est la séparation chromatographique des constituants de l'air (fig.15): si une certaine quantité d'air est introduite à l'entrée d'une colonne de chromatographie, les différents constituants apparaissent séquentiellement à la sortie de la colonne (fig.16, 17).

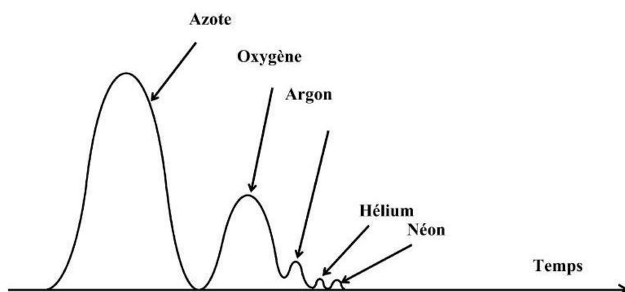


Figure 16 : Colonne de chromatographie

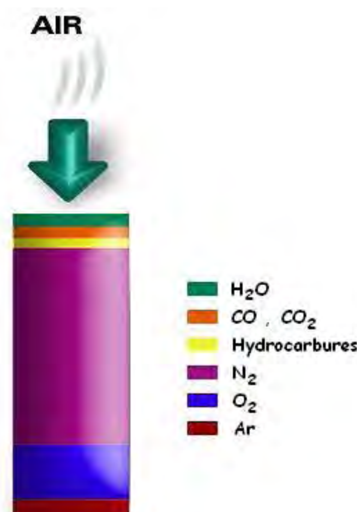


Figure 17 : Stratification de l'air dans le tamis

Le produit actif utilisé pour les colonnes de séparation (fig.18) dans les concentrateurs est de la zéolite (ou zéolithe) (3, 5, 18), produit naturel que l'on peut obtenir par synthèse et qui est un aluminosilicate métallique possédant une structure cristalline tridimensionnelle constituée par un assemblage de tétraèdres. Ces derniers sont formés de quatre atomes d'oxygène qui occupent les sommets et qui entourent soit un atome de silicium, soit un atome d'aluminium placé au centre.

La zéolite se présente sous forme de petites billes macroporeuses (fig.19, 20) régulières à grand pouvoir d'adsorption favorisant la diffusion rapide des molécules vers la surface active des billes, d'où le terme employé de tamis moléculaire (« *molecular sieve* » en anglais) : en fonction de la taille des cavités, les molécules peuvent être adsorbées immédiatement, lentement ou totalement exclues. Ces cristaux poreux sont capables de piéger sélectivement certaines molécules (5). La zéolithe 5A piège très bien l'azote et laisse passer l'oxygène (19).


Figure 18 : billes de zéolithe dans la colonne



Figure 19 : billes de zéolithe libres

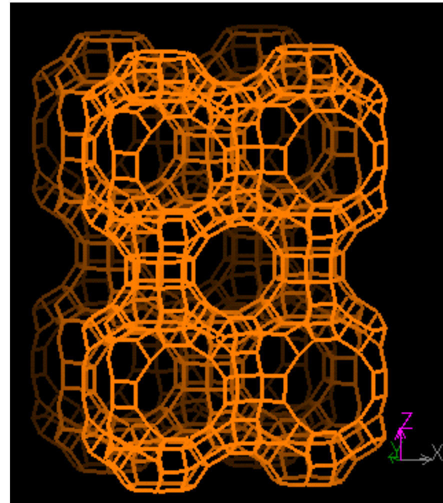


Figure 20 : structure moléculaire de la zéolithe

La technologie du tamis moléculaire permet de fournir un gaz appauvri en azote, donc enrichi en oxygène et argon, avec un ratio oxygène/argon identique à celui de l'air ambiant. En conséquence, le concentrateur à tamis moléculaire ne permet pas de produire de l'oxygène à teneur supérieure à 96% (5).

b) Avantages

L'oxygène extractif est disponible à la demande, sans limitation de matière première (3). Le prix de revient du mètre cube d'oxygène fourni est faible. L'achat du concentrateur est rentabilisé par l'utilisation de l'air ambiant comme matière première. Le concentrateur réduit le risque d'explosion puisque l'oxygène n'y est stocké qu'en partie (réservoirs de secours), surtout produit et consommé à la demande.

Enfin, il n'y a pas de réglementation contraignante quant à l'utilisation et au transport, notamment aérien (5).

d) Inconvénients

Le principal inconvénient est que l'appareil nécessite une alimentation électrique pour fonctionner. Il faut également prévoir une maintenance régulière, en fonction des modèles. Une adaptation est nécessaire en fonction l'environnement climatique (5).

Le poids et le volume sont non négligeables, ainsi que le bruit et les vibrations engendrés.

La concentration en oxygène est garantie jusqu'à un certain débit maximal au-delà duquel celle-ci chute rapidement en fonction du débit demandé (3).

e) Technologie PSA

Ce type de séparation par adsorption lié à une variation de pression est communément appelé PSA (« *Pressure Swing Adsorption* » : adsorption par cyclage de pression).

Le fonctionnement des concentrateurs d'oxygène est basé sur les phénomènes d'adsorption et désorption du tamis moléculaire en fonction du cycle de pression :

- à pression élevée, l'azote de l'air est piégé par le tamis moléculaire (adsorption) ;

- à pression faible, cet azote est relâché (désorption). La désorption est favorisée par l'envoi d'un gaz appauvri en azote à contre-courant (élution) (5).

Un compresseur aspire l'air ambiant à travers un ensemble de filtres. L'air traverse d'abord un filtre à grosses particules, puis un préfiltre, et enfin un filtre bactérien. Un silencieux est placé à l'entrée du compresseur afin de diminuer le bruit d'aspiration. Un échangeur thermique placé à l'entrée du compresseur diminue la température de l'air compressé, afin d'augmenter la densité de ce dernier, et d'obtenir ainsi un meilleur rendement (20). Le compresseur augmente la pression atmosphérique entre 2 à 3 bar. L'air comprimé est alors dirigé vers le lit de l'un des deux tamis moléculaires par un système de vanne (fig.21, 22). Ici, l'azote de l'air est absorbé. Les flux d'air sont dirigés par une valve de solénoïde à quatre voies commandée par un circuit électronique ou par des paires de pneumovannes actionnées par une électrovanne pilote (19).

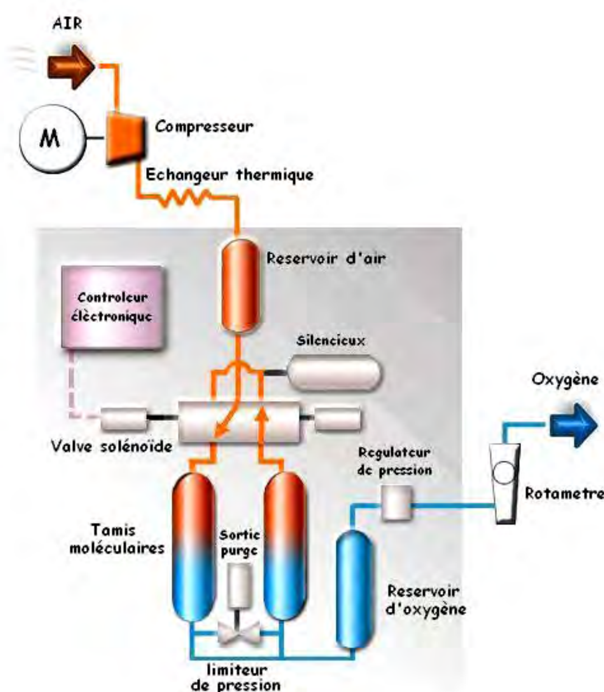


Figure 21 : schéma d'un système PSA

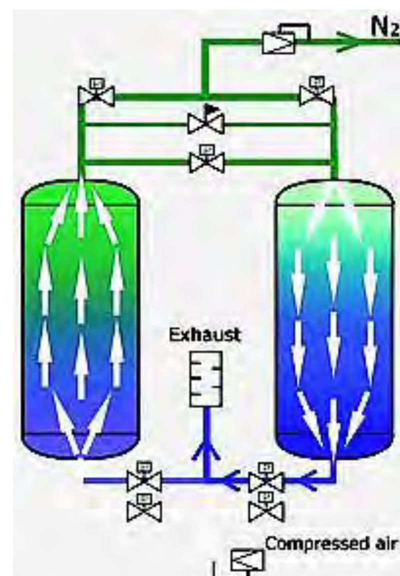


Figure 22 : lits de tamis moléculaires

L'oxygène concentré sort du tamis moléculaire. Cet écoulement de l'oxygène est coupé en deux flux. Le flux le plus petit est conduit dans le réservoir d'oxygène. Le plus important flux d'oxygène concentré est redirigé vers un autre orifice réduisant la pression puis traverse le lit du second tamis moléculaire pour le purger. Le mélange gazeux (air reconstitué) est alors évacué à l'extérieur (20).

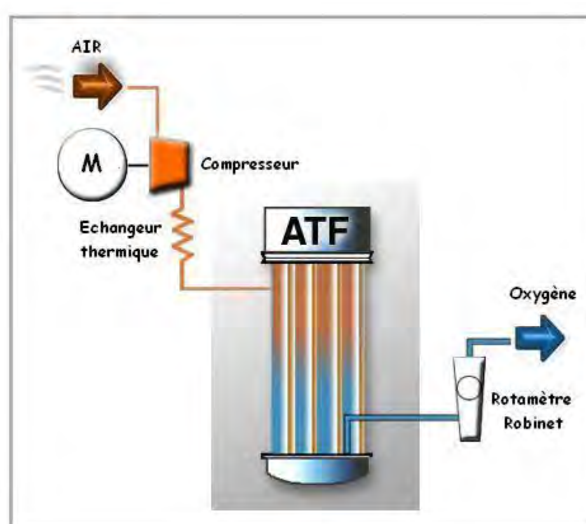
Le cycle décrit ci-dessus se reproduit toutes les cinq à vingt secondes, ainsi chaque lit de tamis moléculaire est alternativement adsorbant puis purgé (fig.22). Quand les cycles sont renversés, l'électrovanne d'équilibrage est momentanément ouverte pour égaliser les pressions entre les deux tamis.

Un réservoir en aval des tamis stocke l'air enrichi. Cet air, régulé en pression, traverse un débitmètre et un filtre bactérien avant d'être distribué au malade (20).

f) Technologie ATF

La conception de l'ATF *(« Advanced Technology Fractionator* » ou fractionnement de technologie avancée) (fig.23, 24) est composée d'un barillet de 3 groupes de 4 petites colonnes de zéolithe, d'un réservoir tampon, d'une valve solénoïde à quatre voies (ou paire de pneumovannes), d'une électrovanne d'équilibrage, du circuit de commande électronique et d'un détendeur.





Figures 23 et 24 : module ATF

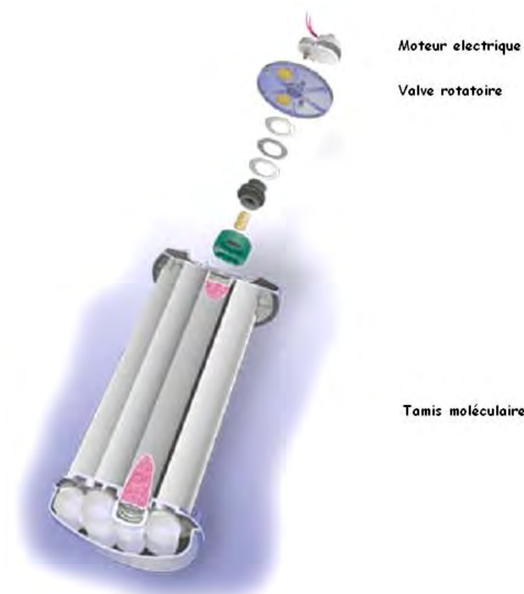


Figure 25 : Décomposition du barillet du module ATF

La valve rotatoire de distribution présente dans l'ATF (fig.25) dirige l'écoulement d'air comprimé vers un groupe de quatre lits de tamis moléculaire à n'importe quel moment. Simultanément, cette même valve rotatoire permet à quatre autres lits de purger leur air à l'atmosphère. Les quatre lits restants sont reliés ensemble par la valve pour égaliser la pression pour la transition entre l'adsorption et la désorption (fig.26). Les douze lits combinés de tamis moléculaire du dispositif d'ATF contiennent une quantité de zéolithe semblable à celle des concentrateurs conventionnels d'oxygène à deux-lits (PSA) (19). Le tout est auto-régulé en fonction de la pression dans le réservoir d'oxygène.

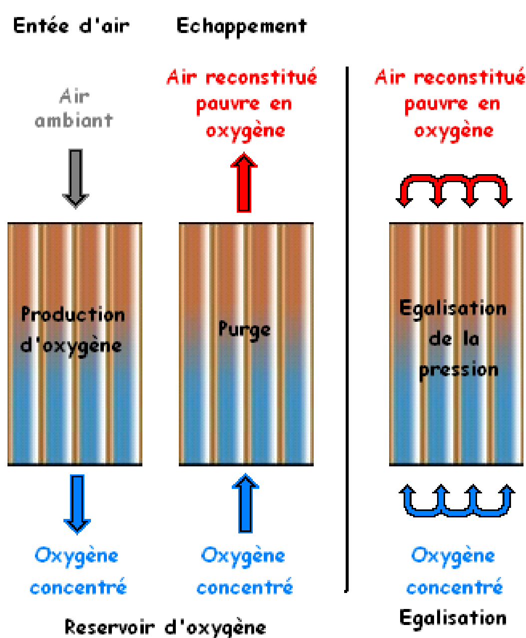


Figure 26 : cycle permanent simultané des 3 groupes de 4 colonnes dans un concentrateur ATF

g) Comparaison PSA/ATF

Le point commun à ces deux techniques est la concentration de l'oxygène par la zéolithe. Le barillet d'un concentrateur de technologie ATF assure la même fonction de tamis moléculaire que les colonnes d'un concentrateur de technologie PSA.

L'ATF est simple, compact et élimine énormément de raccordements pneumatiques et électriques trouvés dans les concentrateurs d'oxygène PSA.

La conception légère de l'ATF permet la réduction de taille et de masse du concentrateur complet. La signature acoustique de l'ATF diffère profondément de celle des concentrateurs conventionnels. L'ATF casse le bruit impulsif relativement important au moment de la purge des concentrateurs PSA en multiples impulsions de plus petite amplitude, plus faciles à amortir. Ainsi, le bruit produit par l'air pour l'approvisionnement du compresseur de l'ATF est moins audible en raison de la petite variation de pression du compresseur.

Les caractéristiques de la pression de l'ATF réduisent l'usure des composants du compresseur. Dans les concentrateurs PSA, le compresseur est souvent l'élément enclin à l'usure et à la fatigue mécanique du système. L'imposition de grands changements de pression continuels et répétés rendent les charges vibratoires plus contraignantes sur la segmentation d'entrée et d'échappement dans le compresseur, causant la fatigue du métal et une durée de fonctionnement réduite. Ces mêmes fluctuations de pression entraînent également la variation cyclique de la vitesse de compresseur, et mènent à une plus grande usure, à une durée de vie réduite des pistons et des roulements à billes soutenant l'axe moteur (19).

Un des grands atouts des concentrateurs d'oxygène de technologie ATF est la très faible variation des niveaux de pression à l'intérieur et en sortie du concentrateur (première raison du choix de l'ATF pour le SSA). Cet atout permet une plus grande stabilité de la distribution d'oxygène (fig.27).

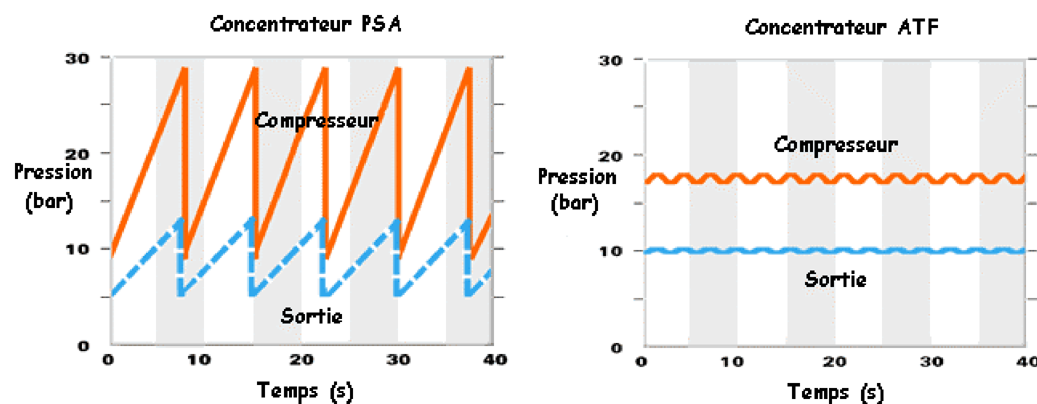


Figure 27 : Comparaison des pressions de fonctionnement des deux technologies

De plus, grâce à sa concentration qui reste stable dans le temps, les concentrateurs d'oxygène ATF permettent une continuité d'emploi bien supérieure à celle des concentrateurs PSA dont la concentration, qui décroît avec le temps (fig.28), nécessite des pauses régulières (19).

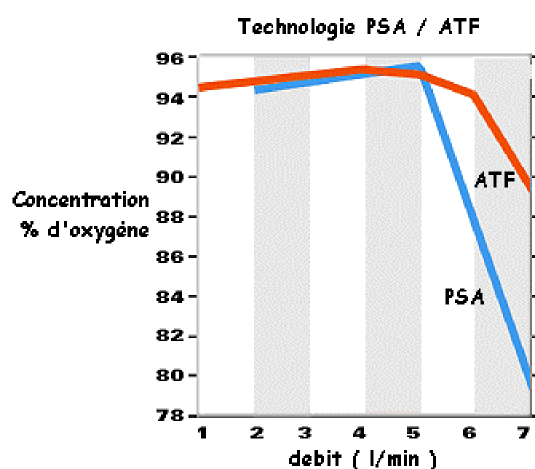


Figure 28 : Comparaison des concentrations en fonction du débit

Un tableau comparatif des avantages et inconvénients des différentes sources d'oxygène est disponible en annexe 3.

7. *Aspects réglementaires*

a) Pharmacopée Oxygène médicinal

En décembre 1992, le Ministère de la Santé a demandé aux fabricants de gaz médicaux de prendre le statut d'établissement pharmaceutique et de déposer des demandes d'autorisation de mise sur le marché (AMM) pour des gaz commercialisés à usage thérapeutique.

Devenus spécialités pharmaceutiques, les gaz seront produits et distribués par réseau pharmaceutique, sous la responsabilité du pharmacien industriel. Celui-ci devra garantir la conformité du gaz à la Pharmacopée et le respect des « bonnes pratiques de fabrication » (7). L'industriel pharmaceutique est lui propriétaire (3) et responsable du récipient qu'il contrôle (7).

L'oxygène est devenu un « médicament » en juin 1997 (6). La définition de la Pharmacopée européenne précise que pour être conforme l'oxygène doit contenir au moins 99,5 % de molécules d'oxygène (5).

Les taux d’azote, de gaz rares et d’impuretés constituant la fraction restante doivent être inférieurs aux limites suivantes :

- CO_2 inférieur à 300 ml/m^3
- CO inférieur à 5 ml/m^3
- H_2O inférieur à 67 ml/m^3 (5).

Les textes pharmaceutiques codifiés au livre V du Code de la santé publique s’appliquent désormais à l’oxygène médicinal en tant que médicament, dont la mise sur le marché est soumise à une autorisation préalable, uniquement pour l’oxygène produit par compression/distillation de l’air ambiant (18).

Une bouteille d’oxygène médicinal est en conséquence considérée comme un médicament (ensemble contenu/contenant) et un ensemble d’oxygénothérapie équipé d’une bouteille d’oxygène est un dispositif médical qui doit répondre aux exigences essentielles de la directive 93/42CEE (marquage CE Médical) (5).

b) Pharmacopée Oxygène 93+

L’appellation « Oxygène 93+ » est un terme générique créé par le sous-comité SC6 « Systèmes de gaz médicaux » de l’Organisation internationale de normalisation (ISO).
Le but est d’inclure la plage de concentrations d’oxygène produites par des systèmes d’alimentation à concentrateur d’oxygène. En effet, ce dernier peut être utilisé pour délivrer de l’air enrichi en oxygène à un système de distribution de gaz médicaux en remplacement de l’oxygène médicinal.

Les concentrateurs peuvent fournir un produit gazeux contenant une concentration d’oxygène variable dans une plage spécifiée : par exemple 93 ± 3 %, selon les caractéristiques de l’appareil et le débit délivré. La concentration d’oxygène fournie variera en conséquence de 90 à 96% dans des conditions de fonctionnement normales. L’oxygène 93+ produit par un système d’alimentation à concentrateur d’oxygène doit être conforme aux réglementations nationales (5).

En 2009, l’AFSSAPS publie des recommandations sur l’utilisation des concentrateurs d’oxygène par les établissements de santé, donc sur l’utilisation de l’oxygène 93 (22).

Depuis le 1er avril 2011, l'oxygène 93+ doit être conforme aux spécifications suivantes (21, annexe 4) :

- concentration d'oxygène minimale : 90 % en fraction volumique d'oxygène ;
- concentration de monoxyde de carbone maximale : 5 ml/m^3 ;
- concentration de dioxyde de carbone maximale : 300 ml/m^3 ;
- concentration de monoxyde d'azote et dioxyde d'azote maximale : 2 ml/m^3 ;
- concentration de dioxyde de soufre maximale : 1 ml/m^3 ;
- concentration particulaire : inférieure au niveau prévu pour la classe 5 de l'ISO 14644 Tableau 1 (1999);
- concentration maximale d'huile : 0,1 mg/m^3 mesurée aux températures et pression ambiante et corrigée pour 0 °C;
- concentration maximale de vapeur d'eau : 67 ml/m^3.

II. L'HISTOIRE DE L'OXYGENE DANS LE SSA

1. *L'anesthésie en air ambiant*

Certains auteurs, comme *Cardan* en 1988, pratiquant l'anesthésie en air ambiant qui était la règle jusque dans les années 1950, rapportent une étude portant sur 10 patients devant subir une gastrectomie pour ulcère ou carcinome dont la durée moyenne des interventions était de 190 min, intubés et ventilés en peropératoire avec uniquement de l'air ambiant. Aucun accident n'a été rapporté (9, 23). Ainsi, l'anesthésie avec une ventilation efficace sous FiO_2 à 21% est possible, d'ailleurs les anesthésistes militaires, confrontés aux problèmes de pénurie aiguë ou chronique en oxygène, ont appris depuis longtemps à économiser, voire à se passer d'oxygène, en privilégiant dès que possible l'anesthésie locorégionale et l'utilisation de drogues entraînant une faible dépression respiratoire (importance de la kétamine) en cas d'anesthésie générale (AG) chez des patients possédant un bon débit ventilatoire lors d'interventions de moyenne importance (11).

En 1981, *Brille* et *Michaud* ont comparé les apnées après normoventilation à l'air et en oxygène, puis après hyperventilation à l'air et en oxygène, l'oxygène restant indispensable pour les phases d'induction, hémorragiques et de réveil. Ces auteurs confirment le danger hypoxique d'une apnée prolongée après hyperventilation à l'air, contrairement à la sécurité et au confort après hyperventilation en oxygène (24). *Ton Duc Lang* et ses collègues ont été contraints d'utiliser l'air atmosphérique à la place de l'oxygène comprimé lors de 500 anesthésies réalisées avec une intubation endotrachéale ; ils concluent que cette méthode d'anesthésie est très dangereuse chez le blessé de guerre (25, 26).

2. *L'oxygène, allié indispensable du blessé de guerre*

En dehors des raisons habituelles nécessitant de l'oxygène en cas de détresse vitale, c'est bien sûr l'anémie qui est la première consommatrice d'oxygène en anesthésie-réanimation du blessé de guerre. En effet, celui-ci est souvent en choc hémorragique par des lésions vasculaires ou osseuses (lésions par balles ou éclats, traumatismes directs). Mais dans le pire des cas, c'est aussi un polytraumatisé avec traumatisme thoracique (hémo-pneumothorax, tamponnade), brûlures étendues, blast, intoxication (par inhalation de fumées) et hypothermie (9, 11, 12). Devant ces causes d'hypoxie cellulaire, il est indispensable de ventiler le blessé de guerre avec une FiO_2 à 100%, au minimum à l'induction, pendant les temps hémorragiques et au réveil.

La gestion des stocks d'oxygène devient donc une préoccupation constante pour l'anesthésiste-réanimateur militaire sur le terrain.

3. L'arrivée de l'oxygène liquide et des bouteilles

Ce n'est qu'à partir de la fin du XIX° siècle que l'on voit apparaître l'oxygène en bouteille. Il est administré aux patients dans des « chambres d'oxygénothérapie » dont l'air ambiant est enrichi en oxygène, ou sous un système de tente (lit à baldaquin) dans lequel l'oxygène est concentré et retenu. En 1895, l'allemand Karl Paul Gottfied Von Linde et l'anglais William Hampson découvrent le procédé de production d'oxygène liquide par liquéfaction-distillation de l'air, et l'américain Andrew travaille sur la compression de l'oxygène pour la mise en bouteille (2). Les premières bouteilles en forme de ballons en caoutchouc ou en verre.

En 1902, les français Georges Claude et Paul Delorme finalisent le procédé de liquéfaction de l'air ; ils créent la société Air Liquide™ qui connaîtra une expansion mondiale. L'oxygène est initialement utilisé par l'industrie, notamment dans le soudage des métaux (27). Le verre des bouteilles est rapidement remplacé par l'acier ayant pour principal inconvénient son poids qui représente 75 à 90% de celui de la bouteille pleine. Ces bouteilles métalliques sont utilisées dès 1909 par la firme Draeger™ pour les équipages de ballons, puis pendant la Première Guerre Mondiale pour les aviateurs et les victimes des gaz de combat.

L'oxygénothérapie sous tente est reconnue comme très inconfortable puisque la température y est très froide, ce qui s'explique par l'évaporation de l'oxygène liquide initialement à -183°C. Ce n'est qu'à partir des années 1920 que l'oxygène est disponible dans les hôpitaux, d'abord administré à l'aide de canules nasales métalliques puis par des sondes nasales plastiques (2).

Des alliages métalliques à partir d'aluminium sont alors mis au point, évoluant vers la fabrication d'aluminium fretté. Le matériau est solidarisé autour d'une partie du récipient aminci (gain de poids), ce qui augmente la résistance de l'ensemble. La bouteille « allégée » en aluminium possède un corps cylindrique entouré d'un fil serré et adhérent de fibre de verre ou de Kevlar®.

Fruit de la recherche sur les matières plastiques et de la conquête aérospatiale, le matériau composite synthétique prend place dans la lutte contre le poids et la pression pour la fabrication des bouteilles (3).

En situation de catastrophe, l'approvisionnement en oxygène est généralement très aléatoire. *Radoman* au Biaffra et *Ton Duc Lang* à Hanoï (25), en 1972, n'ont pu disposer d'oxygène comprimé dans leur expérience de chirurgie de guerre. *Bourdais* à Saïgon, après avoir très vite épuisé ses réserves, n'a dû son salut qu'à l'apport inespéré d'oxygène industriel par les brasseries et glacières d'Indochine. Au Tchad, certains ont eu recours à

l'oxygène liquide réservé aux pilotes de chasse (11, 14). Plus récemment, en Afghanistan, l'Hôpital Médico-Chirurgical (HMC) de Kaya a du faire remplir ses bouteilles en ville lors de difficultés de ravitaillement.

Lors de la ventilation avec un appareil ne comportant pas de mélangeur de gaz, on pouvait calculer les débits à afficher pour obtenir une FiO_2 donnée. Les formules sont les suivantes (28):

$$FiO_2 = (VO_2 + 0{,}2\ Vair) / Vmin$$

D'où $$VO_2 = 0{,}25\ Vmin\ (5FiO_2 - 1)$$

$$Vair = 1{,}25\ Vmin\ (1 - FiO_2)$$

VO_2 : débit d'oxygène (L/min)

Vair : débit d'air (L/min)

Vmin : ventilation minute (L/min)

En 1969, la remorque UMPO (Unité Mobile de Production d'Oxygène) est un système produisant de l'oxygène liquide par extraction de l'air, permettant de remplir des bouteilles. Elle est utilisée pendant la Guerre du Golfe, puis abandonnée en 2000 car son transport et sa mise en œuvre ne sont pas adaptés aux contraintes du terrain (19).



Figure 29 : appareil d'anesthésie en dotation dans les antennes dans les années 1980

Dans les années 1980, les appareils d'anesthésie en dotation dans les antennes sont équipés de bouteilles d'oxygène, et de protoxyde d'azote (fig.29).

4. L'ère du chimique

En 1923, Otto et Fry s'intéressent à la décomposition des perchlorures, alors qu'en 1864, un pharmacien français, Euphrasie Stanislas Limousin, avait produit de l'oxygène par décomposition du chlorate de potassium.

En 1930, Holh étudie l'utilisation des chlorures et des perchlorures pour la production d'oxygène à bord des avions. Ses travaux conduisent à la fabrication industrielle de cartouches génératrices d'oxygène par la firme IG-Farbem Industrie™.

Au cours de la Seconde Guerre Mondiale, les Japonais mettent au point un générateur utilisable sur les avions militaires, mais l'oxygène produit est souillé par des traces de chlore, d'oxyde de carbone, de dioxyde de carbone et de poussière de chlorure de potassium.

Dans les années 60, le procédé de fabrication se développe dans l'aéronautique ainsi que dans les sous-marins. Ainsi, la société SUPCA™ à Marseille fournit les premières « chandelles » chimiques, qui doivent leur nom à leur lente combustion, utilisées comme source d'oxygène de secours dans les sous-marins français.

Fin 1987, la SUPCA™ réalise un nouveau générateur d'oxygène chimique, l'Oxybloc GO 3000®, initialement conçu pour le soudage sur les chantiers navals, mais fournissant un oxygène de qualité médicinale. La Direction Centrale du SSA décide de le faire expérimenter au Tchad, par les personnels de l'antenne chirurgicale en poste à N'Djamena en 1988, pour la ventilation en anesthésie. Il est utilisé lors de l'opération Daguet durant la Guerre du Golfe, qui s'est déroulée de septembre 1990 à mars 1991, pour la ventilation en réanimation et au bloc opératoire. Le GO 3000® (60 kg) permet de produire, à partir de chlorate de potassium, 3000L d'oxygène à 24 bar dans un réservoir, mais qui ne sortent plus qu'à 3,5-6 bar de l'appareil, ce qui constitue une perte importante de pression, donc de volume de gaz. C'est pourquoi le GO 90® est mis au point, et utilisé durant l'opération humanitaire Libage au Kurdistan au printemps 1991 (29). Il fournit 2000L permettant le remplissage de bouteilles à 90 bar.

Afin d'augmenter le rendement de ces chandelles, l'Etablissement Central des Matériels du SSA (ECMSSA), en partenariat avec la société ESSOR™, crée le GO 150® (150 bar) qui est mis en essai sur le porte-avion Charles de Gaulle de 1992 à 1997. Il équipe également les SNLE « Triomphant » et « Vigilant » en oxygène de secours.

En 1997, la SNPE™ rachète les droits d'ESSOR™. L'ECMSSA (qui avait déposé conjointement avec ESSOR™ un brevet) met au point le GO 300® (300 bar) (18,30).

En 2001, l'ECMSSA sort le générateur chimique Soprano 3000® (fig.30, 31) (Système Opérationnel de PRoduction AutoNome d'Oxygène) qui permet de produire 3000L d'oxygène à 300 bars en 15 minutes grâce à la décomposition d'une chandelle Orphée® (fig.32) et de remplir des bouteilles. Une remorque légère de production d'oxygène (fig.33, 34) sera créée pour l'utilisation sur le terrain, associant 2 Soprano 3000® avec 24 chandelles Orphée® (30).





Figures 30 et 31 : Soprano 3000® (vues latérale et frontale)



Figure 32 : Chandelle chimique Orphée® hors de son emballage de stockage



Figures 33 et 34 : Remorque légère de production d'oxygène extraite d'un Transal, puis en cours d'utilisation

Malheureusement, son coût est très élevé (environ 1000 euros par chandelle). De plus, la SNPE™ cesse la production des chandelles, ce qui impose l'arrêt de son utilisation en 2003 (30).

5. Le développement des concentrateurs

Apparus en 1972 aux Etats-Unis, les concentrateurs d'oxygène, comme le $DeVO_2$® fabriqué par la société DeVilbiss™, sont utilisés en France à partir de 1978. Ils sont destinés au traitement des insuffisants respiratoires chroniques nécessitant une oxygénothérapie à domicile, ou à une utilisation par des établissements hospitaliers isolés dont l'approvisionnement en oxygène industriel est parfois difficile (15, 29, 30).

En 1981, *Buffat et coll.* effectuent une étude préliminaire en métropole portant sur l'utilisation du $DeVO_2$® comme source exclusive d'oxygène, pour l'anesthésie de 18 patients qui bénéficient d'une intervention chirurgicale mineure (méniscectomie, phlébectomie, cure de hernie). Le $DeVO_2$ 975® permet d'assurer une oxygénation per-anesthésique satisfaisante en ventilation spontanée et assistée (FiO_2 = 95% à 2 L/min), mais il est limité par un débit qui ne permet un gain de FiO_2 satisfaisant que pour des ventilation-minutes (VE) du patient inférieures à 10 L/min (FiO_2 = 50% à 10 L/min maximum), ce qui est faible pour un patient polytraumatisé choqué (11, 31, 32). En 1986, *Buffat* propose de coupler deux concentrateurs pour améliorer la FiO_2 avec une VE plus élevée (26).

En 1987, le Kinalox1® fabriqué par Air Liquide™ est en expérimenté par *Buffat et coll.*, en comparaison avec le $DeVO_2$-975 (32). Le Kinalox1® est capable de fournir un mélange gazeux à pression de 3 bar, ce qui est suffisant pour alimenter plusieurs respirateurs fluidiques (pneumatiques). Pour un débit de 5 L/min, la concentration d'oxygène est de 93%, et de 51% pour un débit de 25 L/min. Mais cet appareil est

encombrant, puisqu'il pèse 110 kg pour 0,36 m^3, très bruyant, exigeant une forte puissance électrique (3,7 kVA) qui dépasse largement la puissance disponible dans les antennes chirurgicales (3 kVA); cet appareil n'a donc pas été retenu pour les antennes (11, 15, 30).

Au début des années 90, le $DeVO_2$-44® (fig.35) est testé à Sarajevo en Bosnie (29), et au Tchad en 1991 dans la 6e Antenne Chirurgicale Aérotransportable de N'Djamena par *Carpentier et coll* (33, 34). Ils rapportent une FiO_2 maximale à 75% à 5 L/min de débit d'extraction d'oxygène (DEO) et 5 L/min de VE, et une FiO_2 proche de 45% avec des DEO à 4-5 L/min jusqu'à 10 L/min de VE. Le concentrateur semble améliorer l'oxygénation pré-anesthésique (15, 29). Ces études conduisent à la dotation des formations sanitaires de campagne en 2 concentrateurs de modèles variables (parmi le $DeVO_2$-44®, le Companion® - Puritan Benett™ (fig.36) - et l'Invacare®- Invacare™) d'un poids moyen de 20 kg et d'un volume de 0,2 m^3, fournissant un débit maximal de 4 L/min à une pression de 0,6 bar, avec un niveau sonore de 44 dBA, et une consommation électrique basse (0,4 kVA) (30).



Figure 35 : $DeVO_2$-44®



Figure 36 : Companion®

Suivront également en dotation les petits concentrateurs Platinium® (fig.37), Millenium® (fig.38) et Invacare 5® (fig.39, 40), ne pouvant délivrer que des débits inférieurs à 5 L/min, utilisés entre 2004 et 2008 en antennes pour la ventilation des patients en réanimation. En 2005, *Kaiser et coll.* étudient le Companion® sur le respirateur LTV 1000® ; ils n'obtiennent qu'une concentration en oxygène de 81% à un débit maximal de 5 L/min (35). Certains ont branché 2 Companion® en série afin d'augmenter le débit d'oxygène produit (fig.41).



Figure 37 : Platinum®



Figure 38 : Millenium®



Figure 39 : Invacare 5®

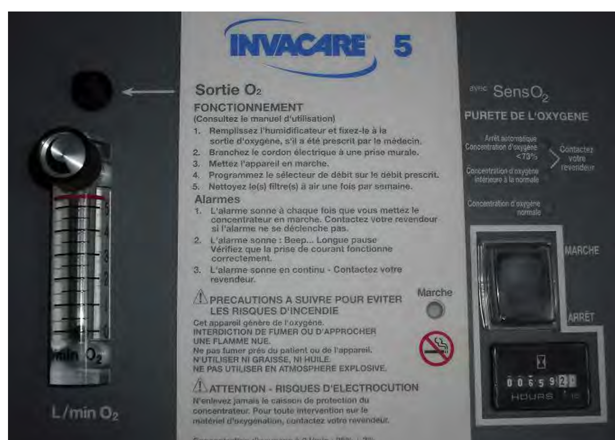


Figure 40 : façade de l'Invacare 5®



Figure 41 : 2 Companion® branchés en série

A partir de 2005, un nouveau système est expérimenté, associant un concentrateur (utilisant la technologie PSA) et un compresseur : le système Oxyplus 10® (Novair™) (fig.42). Après une étude réalisée au Val de Grâce en juin 2005, le matériel est expérimenté en septembre-octobre 2005 au sein de l'Antenne Chirurgicale d'Abidjan en en février-mars 2006 au sein du Groupement Médico-Chirurgical (GMC) de Tombokro.

L'ensemble pèse 105 kg (45 kg pour le concentrateur, 60 kg pour le compresseur), occupe un volume de 1,2 m^3, produit un débit maximal de 10 L/min à une pression de 6 bars, avec un volume sonore de 70 dBA et une consommation électrique de 2,5 kVA. Il

permet le remplissage de bouteilles d'oxygène à 150 bar avec une concentration à 93%. A l'issue des différentes expérimentations, le matériel s'est avéré trop fragile en ambiance tropicale et la Direction des Approvisionnements en Produits de Santé des Armées (DAPSA) s'est orientée vers l'élaboration d'autres produits (18, 30).



Figure 42 : Extracteur Oxyplus 10®

En 2006, un prototype de module de production d'oxygène, l'Oxyplus 300® de Novair™ (fig.43, 44), est créé pour garantir la qualité de l'oxygène par un contrôle du gaz produit. Il est composé d'un concentrateur, d'un dispositif d'analyse des gaz, d'un climatiseur et d'un compresseur permettant le remplissage de bouteilles d'oxygène 93% à 200 bars, et l'alimentation d'un réseau de distribution d'oxygène (18, 30).





Figures 43 et 44 : Générateur Oxyplus 300® (entrée et zone de remplissage des bouteilles)

Ce module sous shelter (ISO 20 pieds) a une masse de 8 tonnes, et nécessite une alimentation électrique d'au moins 100 kVA en triphasé (puissance de 70 kVA). La pureté de l'oxygène produit est de 93 à 95% pour un débit variant de 0 à 20 m^3/h (333 L/min) en sortie hôpital, cela jusqu'à 2000 m d'altitude (5). Il est testé sur le site d'Orléans, puis utilisé et sédentarisé par une construction en dur au GMC de Kaboul en Afghanistan de 2006 à 2011. L'alimentation directe en oxygène des blocs opératoires n'a pu être réalisée lors de la mise en place du module sur site du fait d'un éloignement trop important du réseau de l'hôpital. Son utilisation s'est donc limitée au remplissage des bouteilles (5).

L'inconvénient principal de cet appareil est l'interdépendance de ses éléments ; ainsi lorsqu'un des éléments est défectueux, toute la chaîne de production d'oxygène s'arrête, ce qui limite sa fiabilité en situation dégradée. Ce prototype a permis d'améliorer les performances en matière de production d'oxygène, en tenant compte des contraintes techniques du terrain, pour déboucher sur le Suppléance® et sur le Module de Production d'Oxygène Grande Capacité® (MPOGC) qui seront décrits par la suite.

III. LES RECENTES ETUDES DE PERFORMANCE

1. Les concentrateurs individuels utilisés en Antenne

a) L'Integra 10®

- *Les performances selon le constructeur*

L'Integra 10® (fig.45) permet d'obtenir un débit de 0,5 à 10 L/min (réglable par ½ litre) à une concentration d'O_2 de 93% ± 3% (de 1 à 10 L/min) à une pression de 0,48 bar (48 kPa). Ses dimensions sont 58,4 x 39,4 x 47,0 cm avec une masse de 26 kg (annexe 5). Il possède un humidificateur de gaz (fig.46).

Ce concentrateur d'oxygène haut débit est équipé d'une technologie innovante en matière d'extraction d'oxygène, et permet, pour une même puissance et un même encombrement qu'un concentrateur 5L, la production de 10 L/min (36, 37). Il utilise la technologie ATF (fig.47). Le délai de démarrage est de 5 minutes. Il a comme principal avantage d'être aérotransportable. De plus, il est utilisable sur des respirateurs tels que le LTV 1200® (fig.48, 49), en dotation sur le terrain, possédant des connectiques d'oxygène compatibles avec des tuyaux plastiques pour l'enrichissement de l'air en oxygène.







Figures 45 et 46 : Integra 10® et son humidificateur (76)

Figure 47 : Module ATF sur Integra10®

- *Les études réalisées en Antenne Chirurgicale*

Une première étude rétrospective relevant la quantité d'oxygène gazeux stocké en bouteilles, consommée au cours d'anesthésies effectuées lors d'un séjour en République Centrafricaine d'octobre 2007 à octobre 2008 était réalisée. 145 actes d'anesthésie étaient effectués pendant cette période, dont 80 sous AG et 65 sous anesthésie locorégionale (ALR) concernant 140 patients dont 13 enfants. 5 bouteilles de 13L étaient intactes, une est à 150 bar, une à 75 bar. 10 bouteilles de 3L étaient intactes, une remplie à 120 bar, l'autre à 180 bar. Aucun recomplètement en bouteilles n'avait été effectué depuis l'installation de l'antenne en mars 2007. La consommation des bouteilles (2575L) était antérieure au mois d'octobre 2007 en anesthésie (33 actes réalisés avant la dotation en concentrateur) ou concernait depuis la réanimation d'un patient pour hémorragie post opératoire.

Les rares désaturations per opératoires avaient toutes pu être traitées par l'augmentation du débit de l'Integra 10® sur le circuit du LTV 1200® et il n'avait jamais été nécessaire d'utiliser l'oxygène gazeux en péri opératoire. La consommation en bouteille était donc quasi nulle en anesthésie depuis la dotation d'un Integra 10® en octobre 2007, limitée au seul contrôle des manomètres (30).





Figures 48 et 49 : Connectique O_2 du LTV 1200® adaptable au tuyau plastique de l'Integra 10®

Une deuxième étude était réalisée lors du séjour d'une antenne chirurgicale en République Centrafricaine en octobre 2008. Un analyseur Oxyman® (Gamida) a mesuré la FiO_2 délivrée par trois concentrateurs (ou extracteur = EO) en dotation à l'époque : l'Integra 10® (SeQual Technologies Inc) (EO1), l'Invacare 5® (Invacare Corp.) (EO2), et le Companion 492a® (Puritan Benett) (EO3). La FiO_2 a été relevée en air ambiant puis en augmentant le débit de l'EO (DEO) par paliers de 0,5 L/min toutes les 5 min jusqu'à la capacité maximale de l'appareil (EO1 : 10 L/min, EO2 et 3 : 5 L/min), puis au bout de 30 min. L'EO3 se mettait en alarme et cessait de fonctionner au bout de 5 min à 5 L/min. Après 30 min de DEO à 5 L/min, la FiO_2 fournie par EO2 était stable à 96% et celle

fournie par EO1 était stable à 94,4% pour un DEO de 10 L/min. EO1 permettait de délivrer jusqu'à 8,5 L/min une FiO_2 entre 93 et 98% qui se maintenait à plus de 94% à 10 L/min au long court, en accord avec les données du constructeur (FiO_2 = 91 +/- 3%). EO2 procurait une FiO_2 stable à 96% au débit maximal recommandé, supérieure aux données du constructeur (FiO2 = 95,6-93% pour 1, 2, 3 L/min, 94-91% pour 4 L/min et 92-87% pour 5 L/min). EO3 délivrait une FiO_2 en accord avec les données du constructeur (FiO_2 = 95 +/- 3% à 2 L/min) mais ne pouvait maintenir le débit de 5 L/min. En pratique, cet appareil était habituellement utilisé à 3,5 L/min. L'Integra 10® est donc un concentrateur de nouvelle génération qui permet de délivrer une FiO_2 élevée à un DEO de 10 L/min alors que les concentrateurs précédents ne permettaient d'assurer des FiO_2 comparables qu'à un débit maximal de 3,5 à 5 L/min (38). C'est pourquoi le SSA a choisi d'équiper ses structures opérationnelles par l'Integra 10®.

Une autre étude, toujours réalisée en République Centrafricaine en octobre 2008, mesurait la FiO_2 obtenue avec un respirateur LTV 1200® (Pulmonetics System™) raccordé par sa prise d'alimentation basse pression à l'Integra 10® (fig.50). La FiO_2, contrôlée par un analyseur Oxyman®, était relevée en air ambiant puis en augmentant le débit du concentrateur par paliers de 0,5 L/min jusqu'à 10 L/min sur le LTV 1200® branché sur un faux poumon SilkoBag® (Rüsch™) de 3L, à trois niveaux successifs de VE. Les débits croissants d'oxygène administrés par le concentrateur sur le circuit basse pression du LTV 1200® ne modifiaient pas le VE initial. L'Integra 10® permettait de maintenir une FiO_2 entre 30 et 40% pour des débits de 1,5 à 4 L/min. La FiO_2 maximale à 90% n'était possible que pour de faibles niveaux de VE, mais restait acceptable (> 80%) pour des VE plus élevés. Elle chutait cependant à 70% à 14 L/min de VE avec un débit à 10L/min (30, 39) (annexe 6).

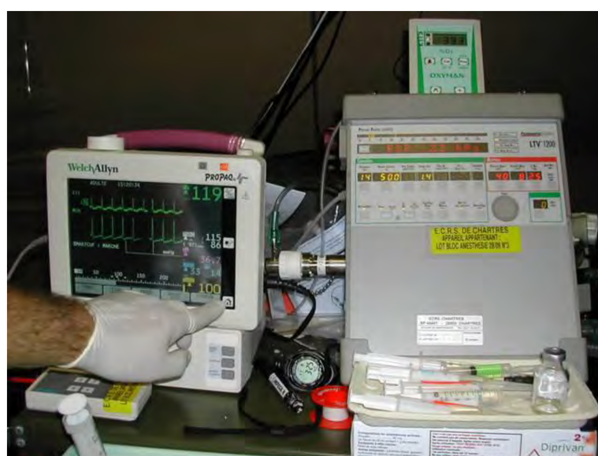


Figure 50 : Utilisation de l'Integra 10® avec le respirateur LTV1200®

b) Le FS-40®

o *Selon le constructeur*

Le concentrateur FS-40® de Stephan™ (fig.51) est un concentrateur d'oxygène de technologie ATF qui délivre jusqu'à 40 L/min d'oxygène à 93 ±3% et à une pression de 4 bar. Il fonctionne à une température de 5 à 40°C, une humidité relative 10-95% et une pression atmosphérique de 500 à 1060 hPa. Son niveau de bruit est de 70 dBA. Ses dimensions sont 130 x 80 x 70 cm, pour une masse de 135 kg. Il nécessite une alimentation électrique de 230 V et 50 Hz. Sa particularité est de fonctionner avec quatre modules concentrateurs d'oxygène ATF (fig.52) de 10 L/min marchant par paires, et non pas un seul bloc de 40 L/min (19).



Figure 51 : concentrateur FS-40®

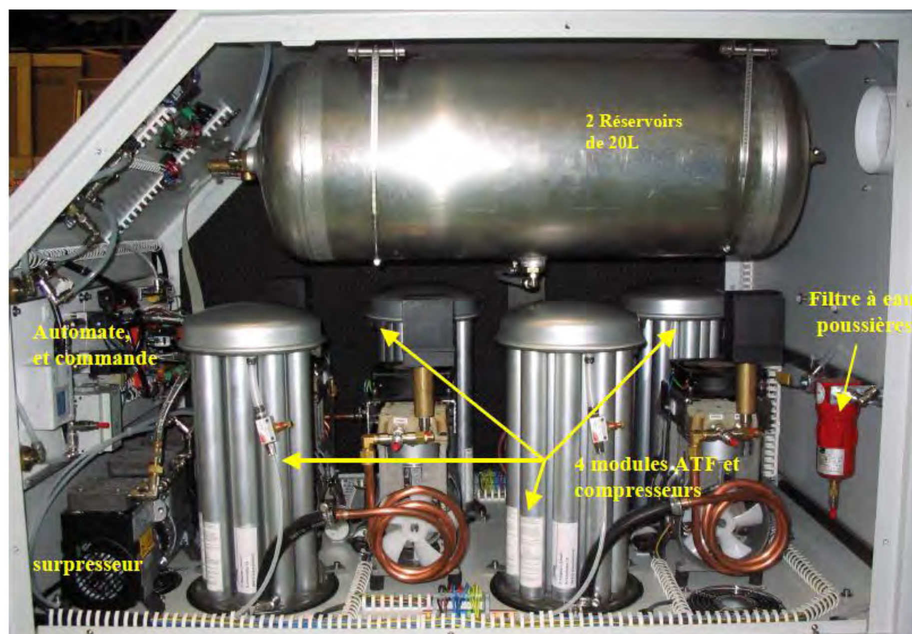


Figure 52 : vue interne du FS-40®

L’oxygène produit va dans deux réservoirs de 20L munis d'une valve de sécurité pour limiter la pression dans les réservoirs, et de robinets d'arrêt en amont et en aval. Un ensemble d’électrovannes permet de commuter sur la réserve d'oxygène en cas de faible concentration.

Lorsque la demande en oxygène varie, le concentrateur s’adapte en mettant en route un ou plusieurs groupes de modules, afin de compenser la baisse de pression dans les réservoirs tampons. Pour équilibrer le temps de fonctionnement entre les différents groupes de modules, ils fonctionnent alternativement par cycle de 54 minutes, sauf si la demande nécessite plusieurs lots de modules ATF en même temps.

En cas de forte demande, si le concentrateur n’arrive pas à délivrer le volume souhaité, des alarmes visuelles et sonores sont déclenchées lorsque:

- la pression de cuve n’est pas atteinte en 20 minutes à partir du démarrage,
- la pression de cuve atteint 4,4 bar,
- la FIO2 est inférieure à 90%.

Une prise d'entrée d'oxygène située à côté de l'arrivée du câble secteur permet la connexion d'une bouteille d'oxygène (ou d'un réseau d'oxygène 4+1 bar). Un voyant lumineux indique la présence d'une pression à l'entrée du concentrateur, afin de visualiser la présence de la bouteille de secours, qui doit avoir une concentration supérieure à 90%, mais l'idéal est une bouteille d’oxygène à 99,9%. Un détendeur règle la pression de sortie de la source de secours à 4 bar.

En plus des alarmes prévues pour avertir l'utilisateur de la baisse de concentration ou de pression, un système de secours a été mis en place pour compenser ces fluctuations.
Un commutateur permet de choisir entre deux modes de secours (fig.53) :

- Mode concentration > 90% d'oxygène
- Mode pression > 4 bar



Figure 53 : commutateur mode de secours



Figure 54 : respirateur T-Bird®

- *Les études réalisées*

Afin de valider les données du constructeur, le Service ingénierie de l'ECMSSA a procédé à plusieurs tests du prototype livré. Pour réaliser ces tests, il a utilisé un testeur de ventilation PF300® de la société Sebac™ ainsi qu'un testeur d'oxygène Oxyman®.

Il remarquait la grande stabilité de la concentration, et la très faible perte de charge de la pression dans toute la plage de fonctionnement du concentrateur d'oxygène. Les résultats étaient encourageants, comparés aux chutes de concentration systématiquement relevées sur les concentrateurs de technologie PSA (19).

Une étude était réalisée au Tchad chez une jeune fille de 17 ans brûlée à 85% de surface corporelle, ventilée pendant 22 j avec un T-Bird VSO2® (Sebac™) (fig.54) alimenté exclusivement par le FS-40®. En dehors des transferts au bloc opératoire et la réalisation des gestes chirurgicaux sous anesthésie générale, la patiente était ventilée en réanimation grâce au prototype de ce concentrateur. La pression de sortie d'oxygène à 4 +/-1 bars était suffisante pour faire fonctionner un respirateur T-Bird VSO2®, qui à la différence du T-Bird VS® ne peut être utilisé avec un concentrateur classique. Pendant ces 22 jours de ventilation contrôlée ou spontanée en aide inspiratoire, aucune bouteille d'oxygène n'était utilisée, ce qui avait permis de réaliser une économie d'environ 400 000 L d'O_2.

Les inconvénients principaux de ce concentrateur sont un encombrement important (dimensions : 130 x 80 x 70 cm, masse : 135 kg) et un niveau sonore très élevé (environ 70 dBA) (30), motivant son retrait de l'intérieur du bloc opératoire.

2. Les capacités du MPOGC

En 2006, le SSA a décidé de lancer un appel d'offres pour plusieurs modules de génération d'oxygène. Air Liquide DTA™ a répondu et a remporté le marché. Ceci a abouti à l'achat de 7 modules pour un coût unitaire d'environ 450000 € TTC.

Trois années en tout ont été nécessaires au dialogue compétitif, à la conception et à la fabrication d'un module concentrateur, le Module de Production d'Oxygène Grande Capacité® (MPOGC), dont la première fonction est de fournir l'oxygène sur site pour les patients hospitalisés, de manière autonome et en quantité illimitée. De plus, il permet de remplir des bouteilles d'oxygène, pour les blessés en zone isolée ou pour ceux atteints d'insuffisances respiratoires graves. Le module devait supporter les conditions les plus difficiles, très fréquentes sur le terrain (10): vents de sable, conditions climatiques extrêmes, transports aériens, marins et routiers tout-terrain. Il devait aussi répondre à des exigences strictes de sécurité. Il a subi des tests de qualification : en températures et humidités extrêmes dans une chambre climatique de la DGA (Direction Générale de l'Armement), de – 32 °C à + 55 °C et de 40 % à 90 % d'humidité, à 2 000 m d'altitude à

l'Alpe d'Huez, ou encore des essais de roulage sur des pistes tout-chemin spécialement préparées par l'armée (40).



Figure 55 : entrée du MPOGC



Figure 56 : vue externe du shelter du MPOGC

Depuis début 2012, le MPOGC® (fig.55, 56, 58) est utilisé sur le site de Warehouse en Afghanistan pour l'alimentation de l'HMC en oxygène. Il fonctionne en continu, testé sur le terrain et entretenu par un technicien spécialisé de l'ECMSSA. Pour sa sécurité, le shelter du module est séparé de la tente de triage par un « bastionwall » et protégé par un toit en taule ondulée, et ses flans sont entourés de murs de 40 cm d'épaisseur et de 3 m de haut (annexe 7). La masse est de 10000 kg. Le shelter 20 pieds mesure 6,09 x 2,43 x 2,59 m. L'alimentation électrique est assurée par un réseau triphasé 400 V / 80 kVA / 50 Hz.

L'oxygène est produit par le système PSA grâce à 2 lignes de 3 colonnes de tamis moléculaire (fig.57), indépendantes et fonctionnant en alternance. La chaîne de production est composée de différents éléments interchangeables, ce qui évite une rupture de la production lors d'une panne.



Figure 57 : 2 lignes de 3 colonnes PSA

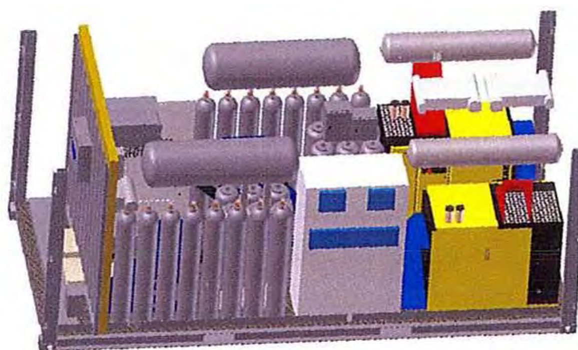


Figure 58 : vue d'ensemble du contenu du module

Le système air du MPOGC® produit un débit d'air jusqu'à 160 Nm^3/h à une pression de service de 13 bar (41), permettant d'alimenter le système PSA en air ambiant après filtration (fig.59) et compression (fig.60).


Figure 59 : système air : réservoir de 150L et filtre charbon


Figure 60 : compresseur d'air

L'oxygène 93 +/- 3% peut être produit à un débit de 15 Nm^3/h (250 L/min), avec la possibilité de passer à 30 Nm^3/h pendant 10h par ajout du gaz oxygène 93% contenu dans les « *back up internes* ». Le gaz contenu dans la colonne de PSA est en pression à 12 bar ; il sort en première détente à 10 bar, pour être délivré dans le réseau après un deuxième niveau de détente à 4 bar, pression permettant l'alimentation des respirateurs de réanimation et des appareils d'anesthésie. L'oxygène est délivré à la demande, ceci permettant d'économiser de l'énergie.

Le « *back up interne* » (fig.61) est une réserve de secours en oxygène constituée de 15 bouteilles de 50L remplies à 200 bar, autorisant 10 heures d'autonomie à un débit de 250 L/min (jusqu'à 500 L/min), géré par le système de pressions en cas de panne complète de la production d'oxygène ou en cas de panne d'électricité.


Figure 61 : bouteille du back up interne et filtres bactériens

Le remplissage des différentes bouteilles est effectué à 200 bar, grâce à un système de compression à 3 étages (fig.62): de 2,75 bar à 15 bar, 50 bar puis 200 bar. C'est la phase critique car il expose au risque d'explosion. Il est possible de remplir simultanément 2 bouteilles de 50L, 5 bouteilles de 13L et 10 bouteilles de 3L. Le remplissage des bouteilles aéronautiques n'est pas autorisé pour des raisons de défaut de traçabilité de la qualité de l'oxygène. Pour répondre aux critères d'interopérabilité avec la Bundeswehr, le système de remplissage (fig.63) est compatible avec la connectique des bouteilles françaises et allemandes (cahier des charges).



Figure 62 : compresseurs



Figure 63 : zone de remplissage

Le Servomex® est un ordinateur de contrôle de qualité des gaz (fig.64). Son analyse est déterminante pour la délivrance des gaz qui serait bloquée par une concentration en oxygène inférieure à 90%. Le monitorage de l'O_2, en fin de production et avant utilisation, est obtenu grâce à une cellule de type paramagnétique. Les dosages de CO et de CO_2 sont effectués par infrarouge et absorption lumineuse. Le taux d'humidité est déterminé par détection optique.



Figure 64 : Servomex®



Figure 65 : PLC

L'automate programmable PLC (fig.65) gère le fonctionnement de l'usine, entre la production des gaz, leur analyse et leur délivrance pour la consommation directe de l'HMC ou le remplissage des bouteilles. Ainsi, lorsque la consommation de l'HMC augmente brutalement, le PLC interrompt le remplissage des bouteilles externes au profit du réseau hospitalier.

La mise en service du MPOGC®, avant que l'oxygène soit disponible l'hôpital, nécessite un délai de l'ordre de 45 min pour le démarrage du Servomex®, d'une demi-journée à deux jours pour la purification des gaz (en fonction des conditions climatiques), et de 20 heures pour le remplissage du « back up interne » qui est effectué en priorité. Il faut donc compter raisonnablement 36 heures de délai de mise en service du MPOGC® avant une utilisation optimale.

Le module est soumis à d'importantes contraintes climatiques. En effet, le site est installé à 1800 mètres d'altitude, ce qui nécessite la modification des paramètres de gestion du PLC puisque la pression atmosphérique influe sur la production. Malgré un paramétrage spécifique au fonctionnement en haute altitude, un problème lié au tirage au vide a été rencontré par les techniciens à Warehouse. De plus, les grandes variations de température, entre 10°C la nuit et 35°C la journée en été, dilatent les métaux, ce qui entraîne des fuites sur les joints, justifiant une présence constante des techniciens sur le site.

3. *Les capacités du Module de Suppléance®*

Depuis 2011, le Module de Suppléance® fabriqué par Inéo Défense™ est destiné à assurer le fonctionnement d'un hôpital mobile en délivrant l'alimentation électrique et fluidique, la climatisation et la régulation des équipements installés au profit des Eléments Techniques Modulaires (ETM). Il peut fournir l'alimentation en énergie électrique et fluidique à une autre formation hospitalière (tentes ou structures métallo-textiles). Le module peut être utilisé ou stocké sans restriction de zone géographique.



Figure 66 : Module de Suppléance®

Ce module est présenté dans un abri ISO 20 pieds de dimensions 6 x 2,4 x 2,10 m. Sa masse est de 2500 kg vide, et de 9000 kg en pleine charge avec le réservoir du groupe électrogène rempli. Il peut fonctionner à une température de -20° à +55°C, et peut être transporté ou stocké entre -50° et +70°C. Le taux d'hygrométrie peut atteindre les 100% (à 26°C maxi). Il supporte une ambiance de sable, poussières et pluies (annexe 8).

L'ensemble suppléance comprend :

- un ensemble oxygène,
- un ensemble air comprimé,
- un ensemble vide,
- un ensemble réserve d'eau.

L'ensemble climatisation comprenant :

- la production de froid et de chaud vers les ETM,
- l'humidificateur.

L'ensemble de production et de distribution d'électricité comprenant :

- un groupe électrogène,
- un tableau de distribution énergie,
- un automate de contrôle commande et distribution électrique.

o *<u>Le système oxygène</u>*

Le système de production et de distribution d'oxygène est intégré dans le shelter, dans un compartiment isolé du reste de l'installation, accessible uniquement de l'extérieur. Il assure l'alimentation en oxygène des ETM et des structures métallo-textile avec de l'oxygène à une concentration de 93% +/-3%. L'ensemble oxygène nécessite une alimentation électrique avec une tension de 230 V/ 50 Hz, une puissance de 1,4 kVA.

La production d'oxygène est composée:

- d'un générateur d'oxygène constitué de trois plates-formes FS20 (fig.67) qui permettent la fourniture de 60 L/min d'oxygène (20 L/min chacune) et qui peuvent être isolées indépendamment l'une de l'autre du réseau de production au moyen des vannes manuelles,
- d'un coffret de gestion FS-Control,
- d'un réservoir d'oxygène de 250L à 7 bar maximum,
- d'un jeu de vanne manuelle de distribution.

La distribution d'oxygène se compose:

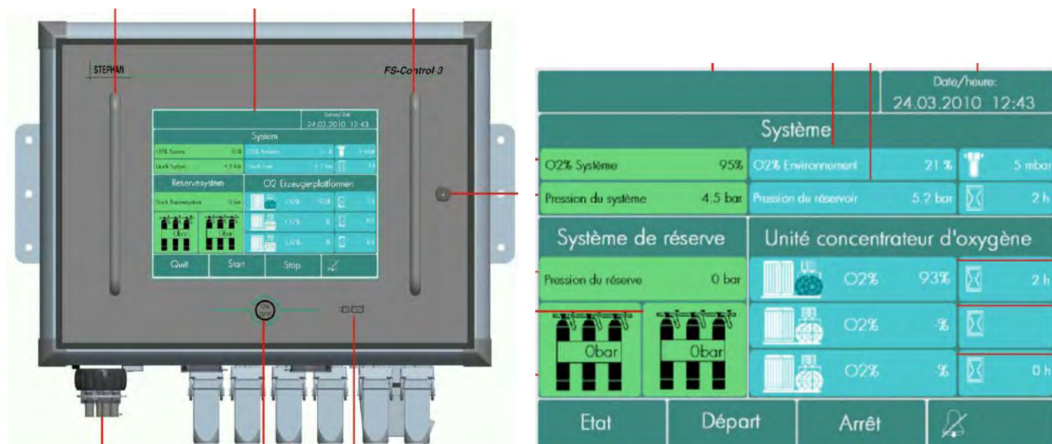
- d'un ensemble d'inversion de source,
- d'un système de raccord extérieur,
- d'un ensemble de distribution et de sectionnement,
- de deux rampes de 5 bouteilles de 13L d'oxygène en secours.

Pour un prélèvement plus élevé, l'alimentation de réserve en bouteilles se connecte automatiquement, ce qui permet d'assurer un débit de 90 à 110 L/min.



Figure 67 : modules ATF du Module de Suppléance®

Un coffret de gestion « FS Control 3 » (fig.68, 69) contrôle le fonctionnement des trois plates-formes FS, mesure et surveille la concentration et la pression de l'oxygène produite.



Figures 68 et 69 : coffret de gestion « FS Control 3 »

Le réservoir d'oxygène de 250L reçoit l'oxygène produit par les trois plates-formes FS20, via des tuyaux de liaison et un tuyau collecteur.

Le tableau de commutation basse pression est principalement composé d'une combinaison double filtre régulateur de pression dont la partie filtrante contient un pré-filtre et un filtre stérile. Les régulateurs de pression règlent la pression de l'oxygène provenant du générateur d'oxygène à 6 bar (42).

Le principal inconvénient de ce module est que les colonnes du système ATF ne sont pas remplaçables, ce qui n'est pas économique. De plus, le Module de Suppléance® ne permet pas le remplissage de bouteilles.

- *<u>Le système d'air comprimé et de vide</u>*

Il assure l'alimentation en air médical des modules techniques médicalisés. L'ensemble produit de l'air comprimé permettant un débit de 300L/min et à une pression de 3 à 7 bar. Le système produit du vide à une pression comprise entre –650 mbar et –850 mbar.

- *<u>L'ensemble de stockage et de distribution d'eau</u>*

La fonction de stockage et de distribution d'eau est assurée par un réservoir inox de 400L et une pompe de circulation (43).

- *<u>L'ensemble de climatisation</u>*

L'ensemble climatisation est constitué de deux climatiseurs pour maintenir une d'ambiance thermique dans les ETM entre 21°C et 25°C, quel que soit l'environnement climatique extérieur (de –20°C à +55°C). La liaison entre le climatiseur monobloc et l'ETM est réalisée par 2 gaines de raccordement (fig.70) (43).



Figure 70 : gaines du climatiseur (43)

- *L'ensemble groupe électrogène*

Le rôle du groupe électrogène (fig.71) est d'assurer la production d'énergie pour le module de suppléance, en secours du réseau extérieur ou en énergie principale suivant le mode de fonctionnement.

Le pupitre opérateur (fig.72) permet la visualisation de la totalité des informations et des alarmes de l'installation.

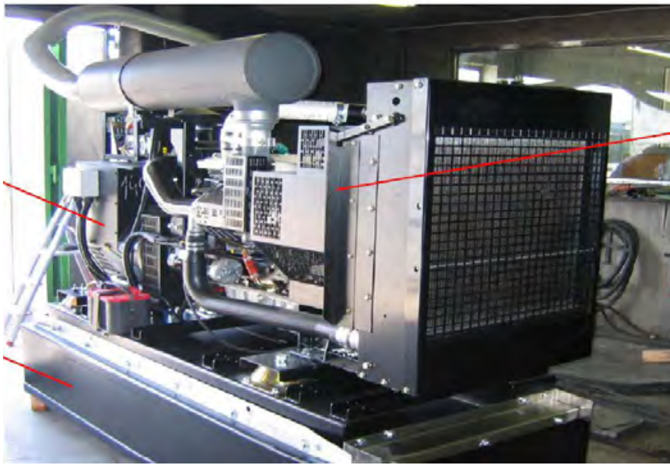


Figure 71 : groupe électrogène intégré dans le Module de Suppléance®



Figure 72 : pupitre opérateur®

IV. LA DOTATION EN OXYGENE DU SSA POUR LE SOUTIEN DES FORCES SUR LE TERRAIN

La mission principale du SSA est d’assurer le soutien médical des forces armées, qui doit garantir une prise en charge continue du blessé depuis la blessure jusqu'au rétablissement complet. Il suppose la mise en œuvre d'une chaîne cohérente, humaine et matérielle, placée sous la responsabilité du service de santé des armées.

Les dotations sont un groupe cohérent d’articles (matériels lourds, consommables et médicaments), spécialement conditionnés en vue d’accomplir une mission de soutien santé en opération extérieure (OPEX) ou lors d’une mission intérieure (MISINT). Elles peuvent être utilisées de façon individuelle comme le lot de projection initiale (LPI) (fig.73) du poste de secours 05 (PS05) ou de façon combinée comme les 9 lots principaux et les 11 lots complémentaires du PS05; la combinaison correspond alors à une formation sanitaire de campagne (FSC).

La tendance actuelle est d’harmoniser les dotations, autant que possible, entre les différentes armées. L’objectif est, par exemple, que les dotations constitutives d’un PS05 de l’Armée de Terre soient utilisables pour les bases aériennes projetées (BAP) de l’Armée de l’Air, ou encore, que les dotations des antennes chirurgicales et des éléments chirurgicaux embarqués soient superposables, à quelques spécificités près (44).



Figure 73 : Lot de Projection Initiale

L’ECMSSA, avec l’accord de la DCSSA, s’est appuyée sur les études de performances réalisées (que nous avons décrites plus haut) afin de déterminer la dotation nécessaire et la plus adaptée en oxygène pour les différentes structures médicales sur le terrain.

La prise en charge des blessés s'effectue selon la Doctrine du SSA qui s'appuie sur des concepts de médicalisation, chirurgicalisation et réanimation de l'avant, précédant l'évacuation sanitaire (45). Elle se déroule selon un triage en 4 niveaux ou « rôles » (fig.74) aux objectifs et aux moyens différents, notamment en ce qui concerne la production d'oxygène.

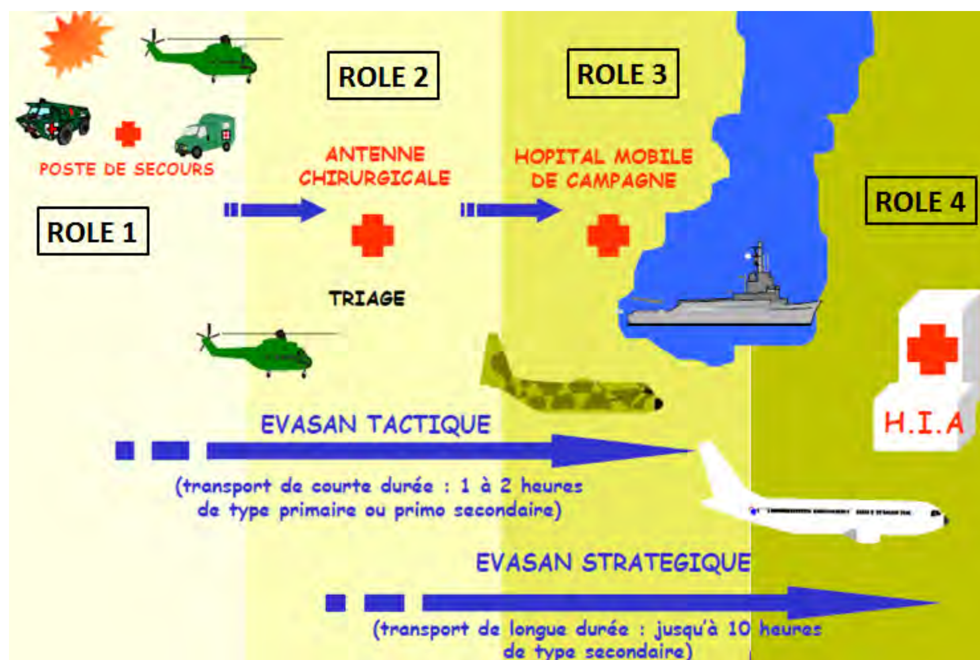


Figure 74 : Le soutien des forces sur le terrain (46)

Ainsi peut-on décrire :

- le rôle 1 : la médecine de l'avant ;
- le rôle 2 : le triage médico-chirurgical ;
- le rôle 3 : le traitement des blessés sur le théâtre et les évacuations sanitaires tactiques ;
- le rôle 4 : les évacuations sanitaires aériennes stratégiques, et le traitement définitif sur le territoire national dans les Hôpitaux d'Instruction des Armées (HIA) (que nous ne développerons pas).

1. *Dans l'Armée de Terre*

a) Le rôle 1 : la médecine de l'avant

- *Au plus près du feu*

A l'abri du feu, les brancardiers secouristes et les infirmiers effectuent la relève, les gestes de premiers secours (fig.75) et le ramassage pour évacuer les blessés par voie terrestre vers un poste de secours médicalisé. L'oxygène n'est pas disponible à ce niveau de prise en charge. Une chandelle chimique d'oxygène individuelle serait à l'étude en dotation pour les Forces Spéciales.



Figures 75 : blessé pris en charge sur le front

- *L'évacuation terrestre: le véhicule de l'avant blindé sanitaire (VABSan)*

Dans le VABSan (fig.76, 77, 78), l'oxygénation est possible grâce à la présence de 2 bouteilles de 3L d'oxygène situées dans une armoire dédiée au fond du véhicule. L'emploi de l'oxygène doit être réfléchit en prenant en compte l'indication et les difficultés de réapprovisionnement en zone de conflit (47).







Figures 76, 77 et 78 : blessés pris en charge dans un VAB santé

- *__Le Poste de Secours Médicalisé (PSM)__*

Le poste médical est intégré à l'unité de combat dont il assure le soutien. Il est composé d'un médecin, d'un infirmier et de cinq brancardiers-secouristes. La présence du médecin au plus près du combattant blessé permet de dispenser les soins d'urgence.

Cette médecine dite « de l'avant » est caractérisée par l'isolement et parfois par le milieu hostile (fig.79, 80). Le matériel de santé du poste médical permet le soutien en autonomie de 150 hommes pendant 15 jours (48), avec les 2 bouteilles de 3L d'oxygène prévues dans le LPI/05.

L'équipe du PSM (le Médecin d'Unité, l'Infirmier et les OCTASAN) assurent le conditionnement médical primaire des blessés. Le médecin effectue un pré-triage et une mise en condition d'évacuation, puis détermine l'ordre d'évacuation par voie terrestre ou par voie aérienne (MEDEVAC) soit vers un PSM principal, soit vers un centre de triage des blessés de rôle 2, soit directement vers une structure médico-chirurgicale de rôle 2 ou 3 (fig.74) (45).





Figures 79 et 80 : Postes de Secours Médicalisé

- *L'évacuation par voie aérienne : l'ALAT*

L'Aviation Légère de l'Armée de Terre (ALAT) est présente sur tous les territoires d'opérations extérieures (TOE) où sont engagées les armées françaises. De par sa souplesse d'emploi, l'hélicoptère est le vecteur le mieux adapté pour réaliser des évacuations sanitaires (fig.81). En effet il permet la prise en charge des blessés graves dans des limites de temps acceptables, dans des pays en guerre à la géographie tourmentée et aux lignes de confrontation incertaines. Les hélicoptères de manœuvres (Puma SA 330 ou Cougar AS 532) (fig.82, 83, 84) utilisent un châssis dit «Kit EVASAN» fixé au plancher de la soute. Celui-ci permet d'emporter en sécurité car sanglés : une bouteille d'oxygène aéronautique de 15L et une à deux bouteilles portables de 3,5L, ainsi qu'un cardioscope-défibrillateur, un moniteur multiparamétrique type Propaq™, un respirateur de transport type AXR1™, un aspirateur de mucosité, un matelas coquille, une ou deux barquettes Ferno™, un pousse seringue électrique deux voies, du matériel d'immobilisation, du matériel de ventilation et un sac médical bien doté (49).



Figure 81 : évacuation par hélicoptère à partir d'un VAB santé





Figures 82, 83 et 84 : évacuation de blessés dans un hélicoptère Cougar AS 532

Le rôle de l'ALAT, lors des évacuations sanitaires (EVASAN) tactiques, est d'assurer la sécurité des blessés lors de leur évacuation vers une structure de rôle 2 ou 3 (fig.74).

b) Le rôle 2 : l'Antenne Chirurgicale et le Module de Chirurgie Vitale (MCV)

Le niveau 2 est le triage médico-chirurgical qui permet de classer les blessés en fonction du délai pré-opératoire acceptable pour permettre leur survie. Ce triage est habituellement effectué par le chirurgien ou l'anesthésiste le plus ancien et le plus expérimenté (45), voire par les deux.

- *L'Antenne Chirurgicale*

L'Antenne Chirurgicale Parachutiste (ACP) ou Aérotransportable (ACA) est une unité médicale opérationnelle de rôle 2 : elle est déployée sur le terrain pour pratiquer la réanimation et des gestes chirurgicaux de sauvetage (geste à minima, « damage control ») afin de stabiliser le blessé avant son évacuation. Elle est conçue pour le soutien chirurgical d'une force de plus de 1 000 hommes, exposée à des pertes occasionnelles. Elle peut être engagée pour soutenir un dispositif militaire chargé d'évacuer des ressortissants, ou servir de relais humanitaire pour la population locale (50).

L'antenne chirurgicale (fig.85) est une formation légère, transportable par voie aérienne. Elle se déploie sous tente ou utilise les infrastructures locales, notamment dès que l'opération s'inscrit dans la durée. Elle se déploie en moins de trois heures et dispose d'une autonomie technique initiale de 48 heures. Elle peut traiter huit blessés par jour.



Figure 85 : Antenne Chirurgicale

Elle offre un bloc opératoire (fig.86, 87), une salle de réanimation et 10 lits d'hospitalisation. L'adjonction de modules additionnels permet de mettre sur pied une structure médicochirurgicale plus lourde, notamment adaptée aux opérations humanitaires. Outre des équipements de radiologie et de laboratoire, un élément médical assure les consultations pré-hospitalières.

L'antenne chirurgicale compte un chirurgien orthopédiste, un chirurgien viscéraliste, un anesthésiste réanimateur, 2 infirmiers anesthésistes, un infirmier de bloc, 2 infirmiers de soins généraux, 3 aides-soignants et un personnel administratif.

Un élément chirurgical embarqué peut venir renforcer les capacités d'un bâtiment de la Marine équipé de blocs opératoires (transport de chalands de débarquement, porte-avions, bâtiment de projection et de commandement) (51).



Figure 86 : installation du matériel anesthésique au bloc dans l'Antenne de Birao (Integra 10® visible entre la table et le caisson)



Figure 87 : bloc en Antenne

Les ressources en oxygène sont constituées par des bouteilles d'oxygène de 3L et 13L, ainsi que 3 concentrateurs Integra 10®. La dotation systématique d'un Module de Suppléance® pour l'autonomie de l'ACA/ACP est en prévision.

- *<u>Le Module de Chirurgie Vitale</u>*

Les expériences récentes montrent que les combattants des forces spéciales sont particulièrement exposés à des « décès évitables », dus à des traumatismes fatals considérés comme « potentiellement traitables ». La cause la plus fréquente de ces décès évitables est l'hémorragie non contrôlable par compression et son traitement repose sur le « damage control ». Face à ce risque, la Direction des Forces Spéciales a exprimé le souhait d'assurer à ses combattants une assistance chirurgicale réelle, en accord avec la nature de leur mission.

Le MCV est donc une nouvelle unité chirurgicale mobile du service de santé des armées, fruit d'un long travail de réflexion. Son rôle est d'apporter au plus près des blessés une chirurgie de sauvetage, qui n'est pas une chirurgie définitive ou fonctionnelle. Il ne se substitue donc pas aux unités chirurgicales classiques, notamment aux antennes chirurgicales. Sa capacité opératoire est prévue pour au moins 1 ou 2 blessés graves, sachant que le nombre de combattants exposés n'excèdera pas plus de 20 dans une unité de Forces Spéciales. Son efficience, associée à une empreinte logistique minimale, le rend employable dans un certain nombre de missions des forces spéciales.

L'équipe comprend deux médecins (un chirurgien viscéral ou thoracique/vasculaire, et un médecin anesthésiste-réanimateur) et deux infirmiers spécialisés (un infirmier de bloc opératoire et un infirmier anesthésiste).

Ce lot comprend des boîtes de chirurgie et du matériel d'anesthésie et de réanimation, le tout répartis dans huit conteneurs étanches d'1 m^3. L'abri est fourni par une tente gonflable d'une surface de 20 m², et l'électricité est fournie par un groupe électrogène de 2,4 kW – 3 kVA (52). L'autonomie en oxygène est assurée par la présence de 2 bouteilles d'oxygène de 3 litres et 2 concentrateurs Integra 10®.

Le MCV a été validé pour un déploiement (52):

- sous tente,
- après parachutage sur terre et sur Mer,
- dans un bâtiment de surface (fig.88),
- dans un avion de transport tactique : C160 (Transall) ou C130 (Hercules) (fig.89)



Figure 88 : MCV déployé dans le hangar à hélicoptère d'une frégate



Figure 89 : MCV déployé dans un avion de transport tactique (Integra 10® visible)

Dans cette formule, le MCV est déployé directement dans l'avion, qui est amené depuis la métropole jusqu'à une base avancée située non loin du théâtre d'opérations. La soute de l'avion est transformée en salle d'opération et de déchoquage, et devient opérationnelle 10 min après l'atterrissage. La soute est ouverte au niveau de la tranche arrière, par laquelle se fait l'accueil des blessés. Le déchoquage est disposé un peu plus en avant, enfin la table opératoire à l'extrémité avant, du côté droit de la soute (fig.89). Les blessés sont ainsi pris en charge et opérés directement dans l'avion, qui décolle peu après la fin de l'intervention. Ce mode de fonctionnement permet un rapatriement immédiat ou une évacuation secondaire vers une structure plus classique de type antenne chirurgicale ou groupement médicochirurgical (52).

c) Le rôle 3 : l'Hôpital Médico-Chirurgical (HMC)

L'hôpital de campagne dénommé Hôpital Médico-Chirurgical a pour rôle fondamental de constituer la capacité hospitalière terrestre destinée au soutien d'une force projetée (annexe 9).

L'hôpital de campagne doit être un élément médical modulaire, réactif, projetable sur préavis en phase secondaire d'une opération, avec une partie de sa dotation de base pouvant être transportée dans un avion tactique. L'HMC peut être déployé sous tente, en structure métallo-textile, dans des ETM préfabriqués ou dans un bâtiment existant.

L'hôpital de campagne doit permettre la prise en charge du soutien médical d'un volume maximal de forces équivalent à 5000 hommes avec médicalisation-chirurgicalisation de l'avant et mise en condition pour les évacuations sanitaires précoces. Des moyens conséquents sont mis en place pour la réanimation, la chirurgie, la chirurgie spécialisée (neurochirurgie, ophtalmologie et ORL), la médecine interne, la psychiatrie et le diagnostic (équipements d'imagerie médicale, éventuellement un scanner, et un laboratoire d'analyse). Il peut également proposer un cabinet dentaire. L'autonomie

initiale de l'hôpital de campagne doit être de 16 jours, puis 16 jours supplémentaires (le complément de la dotation de base étant livré ultérieurement) (5, 53, 54).

L'architecture de l'hôpital de campagne est modulaire pour s'adapter aux besoins opérationnels et se décline en cinq configurations qui vont par ordre croissant du GMC avec un bloc opératoire et 15 lits (fig.90), jusqu'à l'hôpital de campagne dans son format le plus important avec six blocs opératoires et 150 lits (fig.91, 92) (5).



Figure 90 : GMC déployé en Jordanie





Figures 91 et 92 : HMC déployé

La dernière dotation en oxygène pour l'HMC de 150 lits et 6 blocs opératoires comprend :

- des bouteilles de 3L (200 bars),
- des bouteilles de 13L (200 bars),
- des bouteilles de 50L (200 bars),
- 30 concentrateurs d'oxygène du type individuel Integra 10® ayant un débit maximal en sortie de 10L/min pour pratiquer l'oxygénothérapie sur les patients hospitalisés,
- 1 concentrateur FS-40®,
- 3 Modules de Suppléance® pour la ventilation lors des anesthésies (1 module pour 2 blocs) avec les respirateurs Fabius Tiro® de Draeger™ (fig.93),

- 2 Modules de Production d'Oxygène Grande Capacité®, fournissant tout le réseau oxygène de l'HMC.



Figure 93 : Respirateur Fabius Tiro®

Le ventilateur d'anesthésie Fabius Tiro® est un ventilateur en circuit fermé, électrique, ne nécessitant pas d'alimentation en gaz moteur et pouvant fonctionner sans apport de gaz médicinaux sous pression. Il fonctionne à l'air ambiant qui peut donc être enrichi en oxygène produit par un concentrateur. Il est doté des fonctions de monitorage propre à tout appareil de ventilation per-anesthésique (5).

2. *Dans la Marine*

Chaque bâtiment de la marine nationale peut être amené à mener une EVASAN en mer. Mais tous les bateaux ne sont pas médicalisés. Les avisos, les sous-marins nucléaires d'attaque, et chasseurs de mines, entre autres, n'ont pas de médecin embarqué. Certains bâtiments sont équipés d'installations chirurgicales, sans pour autant que l'élément chirurgical soit déployé en mer, l'équipe médicale du bord est le plus souvent renforcée par un infirmier anesthésiste. Enfin l'équipe chirurgicale peut être déployée sur des bâtiments qui deviennent alors des rôles 2, actuellement sur le Porte-avions, les Transports de chalands de débarquement (TCD), et les Bâtiments de projection et de commandement (BPC) (55).

a) Le rôle 1 : les Frégates et les SNLE

Le rôle premier des frégates (fig.94) est de faire respecter les intérêts maritimes de l'État dans les espaces d'outre-mer, mais elles peuvent aussi assurer d'autres missions telles que l'intégration à une force d'intervention, la protection du trafic maritime, l'accompagnement d'un groupe aéronaval, réaliser des missions spéciales ou humanitaires. Les frégates sont dotées de bouteilles d'oxygène de 3L et de 50L.



Figure 94 : Frégate FF *Surcouf*, basée à Toulon



Figure 95 : SNLE *Le Téméraire,* basé à Brest

Les SNLE (Sous-marin Nucléaire Lanceur d'Engins), dont *Le Triomphant*, *Le Téméraire* (fig.95), *Le Terrible* et *Le Vigilant*, ont à bord des bouteilles d'oxygène de 3L, plus compactes et adaptées à l'exiguïté des locaux. La production d'oxygène chimique de secours prévue pour l'oxygénation ambiante des sous-mariniers ne serait pas suffisante pour une oxygénothérapie à bord.

b) Le rôle 2 : les TCD et le Porte-avions

Les 2 TCD, *Le Foudre* et *Le Siroco* (fig.96, 97), sont dotés de 3 concentrateurs Intégra 10® ainsi que des bouteilles de 3L et 50L d'oxygène médical. Leur rôle est essentiel dans la prise en charge des blessés en mer, puisqu'il peut d'une part, transporter, ravitailler et mettre en œuvre quatre hélicoptères lourds ; d'autre part, assurer le commandement d'une opération de débarquement d'ampleur limitée, l'hospitalisation et les soins aux blessés.



Figure 96 : TCD *Le Siroco*, basé à Toulon



Figure 97 : blessé d'Haïti pris en charge sur le *Siroco*

Le porte-avions *Charles de Gaulles* (fig.98) (CDG), contenant un hôpital embarqué de 50 lits avec un bloc opératoire de 2 salles (fig.99), est doté de bouteilles de 3L et 50L d'oxygène médical, ainsi que de 3 concentrateurs Intégra 10®. Il est également équipé d'un distillateur d'oxygène liquide produisant, à faible débit, de l'oxygène à 99,8% destiné initialement au remplissage des bouteilles aviation pour les pilotes, mais qui peut aussi être une source d'oxygène à visée médicale de dépannage. Sa transformation en rôle 3 médical, est réalisable rapidement par l'adjonction de jusqu'à 8 modules médico-chirurgicaux dans le hangar attenant à l'infirmerie (55).



Figure 98 : Porte-avion CDG, basé à Toulon



Figure 99 : bloc opératoire du CDG

c) Le rôle 3 : les BPC

Les BPC, *Le Mistral* (fig.100), *Le Tonnerre* et *Le Dixmude* (fig.101), disposent de bouteilles de 3L et 50L, ainsi que de 3 concentrateurs Intégra 10®, puisque leur plateau technique est comparable à celui d'un hôpital d'une ville de 25 000 habitants, soit un hôpital de rôle 3 pour l'OTAN (le rôle 4 étant dévolu à un HIA). Il permet le traitement à bord de toutes les pathologies (y compris les plus complexes tels des actes de neurochirurgie) grâce, notamment, à un système de télémédecine via SYRACUSE. Cet

hôpital, deux fois plus spacieux que celui des TCD, comprend une vingtaine de locaux dont 2 blocs opératoires pouvant fonctionner simultanément avec 7 lits de soins intensifs, une salle de radiologie avec scanner et 69 lits, dont 50 pour les soins intensifs. L'embarquement de modules médicaux du Service de santé des armées (ou FSC) dans le hangar hélicoptères permet d'étendre la capacité à 50 autres lits.



Figure 100 : BPC *Le Mistral*, basé à Brest



Figure 101 : BPC *Le Dixmude*, basé à Toulon

3. Dans l'Armée de l'Air

L'aviation a comme contrainte une réglementation draconienne concernant le transport de l'oxygène à bord des aéronefs. En effet, l'oxygène ne peut être utilisé que sous forme de bouteilles d'oxygène pur à 100% dites « aéronautique », sans aucune humidité afin de ne pas colmater les valves des masques des pilotes par de l'eau ou du givre (températures extrêmes). Le deuxième problème est l'altitude. La fraction en oxygène (FO_2) reste constante dans toute la zone d'altitude utilisée par l'aéronautique (jusqu'à 30 000 m, au moins). La seule grandeur significative pour assurer le métabolisme est celle de sa pression partielle en O_2 (PO_2). Rappelons que la PO_2 diminue proportionnellement avec la pression barométrique (PB) ($PO_2 = FO_2 \times PB$) quand l'altitude augmente (la FO_2 est constante) (56).

L'altitude nécessite donc d'augmenter les débits d'oxygène chez les blessés pour maintenir une PO_2 satisfaisante.

Pour les EVASAN en avion, des bouteilles d'oxygène aéronautique de 50L sont utilisées et permettent la ventilation mécanique sur les respirateurs de transport embarqués, comme l'Oxylog 3000® (fig.102), ou les respirateurs pneumatiques tels que l'Oxylog 1000® (fig.103) nécessitant une pression d'alimentation en oxygène entre 2,7 et 6 bars pour assurer une ventilation minute suffisante. La durée de l'évacuation pouvant

aller de une à 10 heures (évacuation tactique ou stratégique) (fig.74), le problème n'est pas de disposer de matériels médicaux à bord d'un aéronef mais d'en permettre le fonctionnement à bord pendant toute la durée du transport (46). Les concentrateurs à haut débit ne sont pas encore utilisés pour les EVASAN car ils ne sont pas homologués pour l'aéronautique et souvent trop encombrants. Les cuves d'oxygène liquide sont proscrites puisqu'il existe toujours une fuite minime de gaz liée au système de valves de sécurité, ce qui augmente dangereusement la FiO_2 dans la cabine, puisque l'on sait que le risque de combustion spontané augmente avec une FiO_2 supérieure à 26%. Ainsi, le stock d'oxygène est encore une préoccupation importante puisque la plupart des blessés évacués ont besoin d'une oxygénothérapie, et que les bouteilles aéronautiques contiennent une quantité moindre d'oxygène (pression interne de 125 à 150 bars).



Figure 102 : respirateur Oxylog 3000®



Figure 103 : respirateur Oxylog 1000®

a) Le rôle 3 : les EVASAN tactiques

Les EVASAN tactiques se déroulent à l'intérieur du théâtre d'opération et ont souvent pour but de raccourcir le délai de prise en charge dans une structure médicochirurgicale de campagne. Elles font appel à des avions cargo militaires type Transall C 160, Hercules C 130 ou Casa CN 235 (fig.104, 105). Chacune de ces versions sanitaires permet le transport de 30 blessés couchés sur des brancards OTAN superposés sur trois niveaux. Ces aéronefs ont l'avantage d'être disponibles en nombre dans les armées, d'offrir un délai court de mise en oeuvre, de pouvoir se poser sur des pistes courtes ou sommaires, le désavantage d'offrir un confort rustique (46). De plus, l'absence d'énergie électrique utilisable pour le fonctionnement des appareils médicaux interdit la prise en charge de blessés graves pour des vols d'une durée supérieure à 2 heures, la ventilation mécanique par respirateur pneumatique étant extrêmement consommatrice d'oxygène. La mission tactique est fréquemment une mission sanitaire primaire ou primo secondaire et ici le délai nécessaire pour leur transformation en version sanitaire, compris entre 4 et 8 heures en fonction du type d'avion, peut être pénalisant (46).

Aucun avion n'est exclusivement dédié aux évacuations sanitaires. Les points les plus épineux sont donc le délai de mise en œuvre, la possibilité de disposer d'électricité 220 V pour le fonctionnement des appareils médicaux et l'autonomie en oxygène.





Figures 104 et 105 : Avion CN235 (Casa) transportant des blessés vers l'ACA de N'Djamena au Tchad

Une équipe médicale et paramédicale de 14 personnes anime le Transall C 160 et l'Hercules C 130. Il permet la médicalisation de trente blessés dont 4 sous assistance respiratoire. Il représente un volume de 5,2 m^3 et un poids de 1072 kg. Sept versions sanitaires de Casa CN 235 sont également disponibles dont 5 disposent d'un onduleur de 500 W. Elles permettent de transporter 8 blessés. Cet avion doit être préféré aux autres pour le transport tactique de blessés graves compte tenu de son équipement électrique (46).

b) Le rôle 4 : les EVASAN stratégiques

Elément fondamental du soutien santé des forces en OPEX, les EVASAN inter-théâtres dites « stratégiques » sont réalisées entre les TOE et la France par avion médicalisé à raison de 60 à 80 environ chaque année. Ces EVASAN font suite à la médicalisation-réanimation-chirurgie pratiquées dans les formations sanitaires de l'avant. La précocité de la réalisation des EVASAN évite d'une part l'engorgement de ces formations et permet d'autre part aux blessés d'être admis dès les premiers jours post-traumatiques dans les HIA de l'infrastructure nationale (57).

Les évacuations individuelles ou bi individuelles sont des missions fréquentes quasi-hebdomadaires. Elles sont effectuées sur avion Falcon 50 (1 blessé) ou 900 (2 blessés). Ces avions sont transformés en version sanitaire en 2 heures environ. Le kit médical Falcon permet de disposer d'électricité 220 V, il permet d'assurer des missions à très haut niveau de médicalisation. L'équipe est adaptée à la gravité des blessés transportés et comprend deux médecins dont un anesthésiste-réanimateur et deux infirmiers dont une convoyeuse de l'air.

Les évacuations collectives stratégiques peuvent être effectuées sur des avions de la gamme Airbus™. L'armée de l'air dispose d'Airbus A 340 permettant de transporter 25 blessés en respectant les normes aéronautiques grâce à l'utilisation de civières fixées au plancher avion. Cette version sanitaire montée en 6 à 12 heures ne dispose pas d'électricité utilisable pour l'alimentation des appareils médicaux et cantonne ces avions aux transports de blessés légers. Les Airbus A 310® (fig.106) en service depuis plusieurs années quotidiennement utilisés pour le transport de nos troupes sont également utilisables en version sanitaire avec un délai de mise en œuvre identique aux A 340®. Ils disposent de 2 prises électriques utilisables et autorisent la prise en charge de blessés de gravité intermédiaire avec un maximum fixé à 18 blessés. L'airbus A 340 et l'Airbus A 310 reçoivent pour leur version sanitaire un lot CS 7 et une équipe médicale et paramédicale de 13 personnes (46).



Figure 106 : Airbus A 310® dans sa version sanitaire

La mission MORPHEE (MOdule de Réanimation pour Patients à Haute Elongation d'Evacuation) est un rapatriement aérien effectué, sous la responsabilité d'un médecin anesthésiste-réanimateur, dans un avion C135 (Boeing 707®) (fig.110). Il permet d'évacuer jusqu'à douze blessés graves sur des vols de longue distance.

Véritable service de réanimation volant, MORPHEE est conçu pour assurer un niveau de soins comparables à celui d'un service hospitalier de soins intensifs au patient, un espace de travail ergonomique permettant des soins de réanimation lourde pour l'équipe médicale. Il offre aux armées françaises une capacité d'évacuation médicale collective susceptible d'être mise sur pied sous court préavis et adaptable au besoin. Les onze avions ravitailleurs C135 de l'armée de l'air sont équipés pour recevoir le kit MORPHEE (modules de transport des patients, alimentation en énergie, climatisation, plateau technique), avec des bouteilles d'oxygène de 50 litres remplies à 125 bars.

Il existe deux types de modules : le module lourd pour soins intensifs (fig.107, 108), permettant la prise en charge d'un patient grave placé sous assistance respiratoire et perfusé, le module léger (fig.109) pour le transport de deux patients moins graves, perfusés.





Figures 107 et 108 : Module blessé lourd sur le C135 MORPHEE



Figure 109 : Module léger sur le C135 MORPHEE



Figure 110 : Accueil du blessé au sol avec la BSPP

L'équipe médicale MORPHEE est composée de deux médecins, cinq infirmiers, deux convoyeurs de l'air et, selon les besoins de la mission, un psychiatre, un spécialiste des brûlés, un chirurgien ou un officier de liaison étranger. Une équipe est d'astreinte en permanence.

Les deux premières évacuations par avion MORPHEE (fig.110) ont été réalisées en 2008. Chacune a permis d'évacuer onze soldats blessés, le 18 mars à partir du Kosovo et le 19 août, à partir de l'Afghanistan, à la suite de l'embuscade d'Uzbeen. En 2011, le dispositif a permis l'évacuation à plusieurs reprises de soldats blessés en Afghanistan (58).

La technologie du concentrateur d'oxygène est aussi utilisée dans l'Armée de l'Air, mais pour une utilisation non médicale. Ainsi, l'OBOGS® (fig.111) (On Board Oxygen Generating System) d'Air Liquide™ est un petit concentrateur de type PSA, homologué « aviation », installé dans les avions Rafales pour l'oxygénation habituelle et continue du pilote en vol. Il est monté sur tableau de bord, et chaque régulateur distribue au pilote l'air ainsi enrichi en oxygène, avec un taux variant en fonction de l'altitude (59). Il régule le débit et la pression du gaz dont chaque membre de l'équipage a besoin. Toutes les fonctions de protection nécessitant une respiration en surpression (surpression de sécurité, surpression altimétrique) sont assurées par ce même régulateur. D'autres avions comme le C135 et l'A400m en sont équipés, mais uniquement pour une utilisation de secours en cas de dépressurisation. Néanmoins, ce système commence à intéresser les équipes de rapatriement sanitaire civiles pour l'oxygénothérapie à bord.



Figure 111 : OBOGS®



Figure 112 : Débimètre et robinet sur bouteilles Air France™

Dans l'aviation civile, l'oxygénation des patients rapatriés est assurée par l'utilisation de bouteilles « aviation » avec des systèmes débimètre-robinet (fig.112) et des kits adaptés (fig.113), mais aussi par des extracteurs comme l'Inogen One® (fig.114) qui permet d'obtenir un débit de 1 à 5 L/min à une concentration de 90 +/- 3%, mais avec une basse pression permettant uniquement l'administration de l'oxygène par lunettes ou sonde. Les bouteilles restent donc indispensables pour la ventilation avec un masque ou un respirateur. Autorisé par la Federal Aviation Administration à bord des avions, son utilisation ne nécessite pas de demande préalable pour l'embarquer ; la mise en œuvre est facile et possible sur batterie (autonomie entre 1h30 et 3h) ou secteur (200 V, prises allume-cigare ou siège AVL) jusqu'à 3050 m d'altitude (60).



Figure 113 : Kit d'oxygène disponible chez Air France™



Figure 114 : Extracteur Inogen One®

V. DISCUSSION

1. *Adaptation des moyens aux besoins en oxygène et aux conditions d'exercice*

a) Dans l'Armée

- *L'estimation des besoins*

En situation d'exception, notamment dans un contexte de guerre, les besoins en oxygène prennent vite des proportions importantes. Ainsi *Paineau* et *Galéano* (61) ont effectués les calculs en tenant compte des différents stades de prise en charge des blessés sur le terrain.

A l'avant, les opérations de relevage (1h en théorie) par brancardiers et véhicules sanitaires blindés nécessitent, à raison de 4-5L/min, 240 à 300L d'oxygène par combattant. Au poste de secours (30 min), avec une oxygénation identique, les besoins sont estimés de 120 à 150L. Dans les opérations de ramassage (1h) avec ambulance ou hélicoptère, les besoins sont estimés de 240 à 300L. La consommation d'oxygène d'une urgence absolue avant son arrivée au triage est estimée de 600 à 750L (61).

A la section de triage (30 min) avec une possibilité d'oxygénation supérieure (8-10L/min), les besoins sont estimés de 240 à 300L. Le blessé est ensuite évacué vers une structure hospitalière. A la 5ème heure de la blessure, une urgence absolue a consommé 1100 à 1400L d'oxygène. Une section de triage a consommé 24 à 30 m^3 pour 100 victimes par jour (61).

A la phase hospitalière, dans les HMC, la ventilation standard, sans besoin de ventilation mécanique, avec une FiO_2 = 0,3-0,5 nécessite 130 à 140L par heure. La ventilation d'un malade à besoins ventilatoires élevés (détresses respiratoires par blast, inhalations de gaz ou vapeurs toxiques, noyades, syndrôme de Mendelson, chocs) à FiO_2 = 0,4-0,6 nécessite 300 à 600 L/h. Celle des patients à besoins ventilatoires très élevés (traumatisme du thorax avec contention pneumatique) nécessite 1600 L/h. A l'HMC, un patient consomme en moyenne 600L/h ; il faut ajouter les besoins anesthésiques : en comptant les phases d'induction et de réveil en oxygène pur, ainsi que la ventilation contrôlée peropératoire et la ventilation spontanée avec oxygénothérapie d'appoint, une anesthésie d'une heure demande 1 m^3 d'oxygène. Ainsi, pour un HMC ayant traité 12 blessés en 24h, comportant au moins deux urgences absolues avec ventilation, les besoins minimaux sont estimés entre 60 et 120 m^3 (61).

L'HMC dispose de quatre équipes chirurgicales, auquel sont associées quatre équipes d'anesthésie - réanimation ; il possède 2 chantiers opératoires et 2 chantiers réduits; ces

derniers ne peuvent fonctionner isolément, mais doivent être rattachés à un chantier opératoire standard. Le rendement opératoire, est fonction du déploiement en 1 ou 2 échelons; le rendement des équipes chirurgicales est étroitement lié au nombre de chantiers opératoires. En moyenne, pour l'ensemble de l'HMC, il est de 40 interventions par jour.

La durée moyenne optimale d'activité opératoire d'une équipe chirurgicale peut être fixée à 10 heures, exceptionnellement à 16 ou 18 heures pendant quelques jours. Dans ces conditions, le rendement opératoire d'une équipe, par jour, est le suivant :

– dans le cas de pertes classiques : 5 à 15 interventions,

– dans le cas de pertes massives : 25 à 30 interventions.

Les interventions pour les patients de priorité 1 (P1) doivent être brèves, d'une durée de 20 à 30 minutes.

Pour l'analyse du besoin en oxygène, il semble souhaitable de prendre comme hypothèse, le cas de pertes massives et les interventions P1. Sachant qu'un HMC dispose de deux équipes chirurgicales par chantier opératoire, on peut estimer que le nombre d'intervention par jour seras alors de :

– 30 interventions × 2 équipes = 60 interventions, sachant qu'une intervention dure au maximum 30 minutes et qu'une personne à un VE en moyenne de 10 L/min = 0,6 m^3/h.

– 60 interventions × 0,5 × 0,6 = 18 m^3/h

On peut alors dire que la production moyenne d'oxygène nécessaire doit être d'environ 18 m^3/h (20).

Ces estimations peuvent varier du simple au triple car il faut tenir compte de la nature et de la gravité des blessés, de la fréquence des poly-agressions, des complications imprévues (arrêt cardiorespiratoire), de l'encombrement des formations, des besoins supplémentaires en anesthésie, du fonctionnement des aspirateurs et des ventilateurs, et enfin des fuites ou de l'oubli de fermeture d'un débitmètre (8).

- *Un compromis adapté aux besoins*

Bien que les évolutions du monde médical fassent toujours l'objet d'une attention majeure, l'identification des nouveaux besoins résulte essentiellement de la prise en compte des contraintes observées lors des conflits armés dans lesquels la France se trouve engagée. Le retour d'expérience tient une place particulièrement importante dans cette démarche (44).

En effet, pour les équipements actuels, les enseignements du conflit au Kosovo, en 1998, auront eu un impact majeur sur leur conception. En 2001, l'opération SANTAL au Timor oriental a confirmé le besoin d'une capacité vétérinaire pour l'analyse de l'environnement biologique ; en 2003 l'opération ARTEMIS, conduite pour la première

fois en autonomie totale par l'Union Européenne, a prouvé le besoin d'une coopération multinationale accrue du soutien santé ; en 2005 l'attentat de Karachi au Pakistan a montré la faiblesse de la France en matière d'évacuation sanitaire collective stratégique, validant la nécessite d'une telle capacité qui a abouti à la mise en place du MORPHEE ; en 2006 la mise en œuvre du GMC à Kaboul a permis de tester les nouvelles structures métallo-textiles et l'opération BALISTE, dédiée à l'évacuation des ressortissants (RESEVAC) français du Liban, a apporté des enseignements en matière de soutien médical embarqué de niveau rôle 2 dans ce contexte.

Le contrat opérationnel du SSA fixe le nombre de formations sanitaires de campagne et les plateaux techniques nécessaires pour garantir un soutien santé efficace dans tous les cas de figure envisagés (44).

On constate que pour une configuration de déploiement complète de l'hôpital de campagne, soit 150 lits et six blocs opératoires, la dotation initiale en oxygène de 400 m^3 constituée par des bouteilles risque d'être rapidement épuisée, en particulier en cas d'afflux massif de blessés (5). Le SSA a donc du faire un choix adapté à une demande accrue sur le terrain, parmi les différents moyens de production d'oxygène disponibles, en tenant compte de leurs avantages et de leurs inconvénients (annexe 3) .

L'électrolyse n'a jamais été employée par le Service de Santé des Armées, compte tenu de la nécessité d'avoir de l'eau qui peut manquer sur le terrain. En outre, ce procédé est très gourmand en énergie électrique qui peut également faire défaut en opérations extérieures.

En ce qui concerne la liquéfaction de l'air, les semi-remorques de production d'oxygène conçues à la fin des années soixante ont été réformées pour plusieurs raisons: les dimensions des semi-remorques sont importantes et particulièrement inadaptées au transport aérien ; le poids de ce matériel est très important (17 tonnes) ce qui pose de sérieux problèmes à son acheminement sur le terrain ; la fiabilité reste incertaine compte tenu de la complexité de ces unités qui demandait par ailleurs une conduite par un technicien très expérimenté (20).

Aucune des sources d'oxygène précitées ne constitue actuellement une solution idéale face à la pénurie d'oxygène en situation opérationnelle sur le terrain. Néanmoins, la source d'oxygène qui offre le meilleur compromis pour l'hôpital de campagne est le concentrateur d'oxygène, compte tenu notamment :

- du niveau de pureté de l'oxygène fourni (de l'ordre de 93% en moyenne) permettant de répondre à la grande majorité des cas rencontrés en anesthésie, réanimation et oxygénothérapie sur le terrain ;
- du peu de maintenance que nécessite ce type d'installation ;
- de l'absence de risque lié à la pression en production d'oxygène qui permet d'éviter ainsi tout risque d'explosion ;
- du faible coût du mètre cube d'oxygène produit (5,40).

Une limite doit être soulignée concernant les études réalisées sur le terrain à partir des mesures d'oxygène grâce à l'appareil Oxyman® pour les concentrateurs Integra® et FS40®. Cet analyseur est chimique, ce qui peut induire une marge d'erreur, contrairement au système paramagnétique de la centrale d'analyse du module Suppléance® et du MPOGC®, recommandé par la Pharmacopée européenne.

De plus, le concentrateur d'oxygène supprime les contraintes liées au stockage du gaz, à son transport et à la manutention des bouteilles : l'oxygène produit en flux continu par le concentrateur s'adapte aux besoins de l'établissement hospitalier de campagne. L'installation de production d'oxygène peut permettre également de produire l'air médical qui, dans la majorité des hôpitaux, est habituellement produit par une autre centrale dédiée.

Enfin, le concentrateur ne nécessite que de l'air ambiant comprimé en apport et sa consommation électrique assez faible (1 à 1,8 kWh/m3 d'O_2) génère de substantielles économies. En effet, si le coût de l'oxygène à usage médical varie suivant les contrats passés auprès des industriels gaziers de 0,5 à 1,70 euros du mètre cube d'oxygène en métropole, il peut atteindre jusqu'à 18 euros du mètre cube dans les DOM-TOM (5).

La production d'oxygène à partir de l'air ambiant soulève la question du risque toxique en ambiance viciée. Ce risque est en fait très faible puisque les tamis moléculaires des concentrateurs constituent de très bons filtres bactériens et chimiques. Les bouteilles restent cependant indispensables pour la prise en charge des blessés à l'avant, les concentrateurs étant installés le plus souvent en zone saine.

b) Dans le milieu civil

Les situations d'afflux massif de malades ne sont malheureusement pas rares dans le milieu civil, et créent des besoins d'oxygénothérapie collective immenses pour des ressources qui sont très vite dépassés.

- *En médecine de catastrophe*

La distribution de l'oxygène à de nombreuses victimes peut être nécessaire tout au long de la chaîne médicale des secours : opérations de dégagement, de relèvement, de ramassage, de mise en condition de survie et de transport dans des formations mobiles de traitement installées à proximité du site, évacuations par voie routière ou aérienne. De plus l'hôpital en situation de crise a une consommation d'oxygène accrue (oxygénothérapie au masque, appareils d'anesthésie et surtout ventilateurs) ; un calcul prévisionnel des besoins, ainsi qu'un recensement des moyens de stockage et de distribution doivent permettre d'adapter les ressources aux besoins. Les solutions proposées sont le renforcement extemporané des véhicules en bouteilles d'oxygène, l'utilisation dans les formations mobiles lourdes de réservoirs d'oxygène liquide, des procédures particulières d'approvisionnement des hôpitaux en situation de crise (62).

Les définitions de la catastrophe sont nombreuses et variables selon les auteurs. Il s'agit d'un événement subit, destructeur et meurtrier : « un acte de la nature ou de l'homme qui entraîne une menace d'une gravité et d'une ampleur suffisante pour nécessiter une assistance d'urgence » (OTAN), « une situation qui menace de manière inattendue, grave et immédiate la santé » (OMS) (14).

Les catastrophes naturelles sont cosmopolites mais touchent plus volontiers les pays tropicaux en voie de développement, particulièrement les catastrophes météorologiques (sécheresses, crues, raz de marée, ouragans), telluriques (tremblements de terre, éruptions volcaniques) (14), et épidémiques (choléra,…). Les conflits armés dévastent également des populations civiles innocentes.

On peut ainsi rappeler quelques catastrophes naturelles très meurtrières :

- En 1984 : 1 million de morts en Ethiopie par une famine due à la sécheresse;
- En novembre 1985 : 25000 morts en Colombie par l'éruption du Nevado del Ruiz;
- En décembre 2004 : 23000 morts par un tsunami dans l'Océan Indien;
- En janvier 2010 : un séisme à Haïti faisant 300000 morts et plus de 300000 blessés;
- En mars 2011 : 20000 morts au Japon par un séisme suivi d'un tsunami.

De plus, l'émergence de nouvelles menaces nucléaires, bactériologiques et chimiques (NBC) dans le cadre d'attentats terroristes ou d'accidents industriels rend indispensable l'organisation d'une réponse logistique adaptée à la prise en charge d'une population agressée. Par exemple, l'explosion de l'usine AZF à Toulouse le 21 septembre 2001 a fait 31 morts et 2500 blessés dont une quarantaine graves, majoritairement par blast ou par éclats projetés. Dans un contexte de catastrophe, l'oxygénothérapie doit être envisagée à grande échelle, avec des volumes de gaz très importants, des sources diversifiées et réparties le long de la chaîne de secours, une technologie d'administration ramifiée (fig.115) et une stratégie d'approvisionnement dépassant le contexte local. On parle alors d'oxygénothérapie collective (4).



Figure 115 : Module de distribution collective

L'exposition des populations à des toxiques atmosphériques provoque très rapidement un nombre élevé de victimes asphyxiées et /ou intoxiquées (gaz fabriqués ou fumées d'incendie). Quelques exemples d'agressions diverses en témoignent dans l'histoire :

- En avril 1915 à Ypres en Belgique, des troupes non protégées sont attaquées avec 168 tonnes de chlore ; on déplorait 5000 morts et 15000 intoxiqués ;
- En décembre 1984 à Bhopal en Inde, un accident industriel libérant un nuage de 35 tonnes d'isocyanate de méthyle est responsable de 2300 morts et 60000 intoxiqués, sur 200000 personnes exposées ;
- En mars 1988 à Halabja en Irak, une population est attaquée avec des gaz de combat (palite, sarin et ypérite) et déplore 5000 morts et 10000 intoxiqués ;
- En mars 1995 à Tokyo au Japon, un attentat dans le métro avec du gaz sarin « artisanal » fait 12 morts et 5500 intoxiqués ;
- En septembre 2001, l'attentat du World Trade Center de New York aux USA fait près de 3000 victimes ;
- En octobre 2002 à Moscou en Russie, les forces armées utilisent un « gaz nocif » sur des ravisseurs retenant des otages dans un théâtre, responsable de 170 morts et 600 intoxiqués (4).

Ainsi, le risque chimique est réel dans le monde actuel. La prise en charge de l'intoxication respiratoire nécessite une organisation lourde, mais qui doit être rapide et ordonnée, rendue complexe par la mise en œuvre d'une logistique de lutte contre l'hypoxie et la durée de survie éphémère en cas de détresse respiratoire de masse. Les besoins en oxygène gazeux deviennent brutalement très importants et peuvent dépasser les stocks médicaux. Les laboratoires fournisseurs disposent de quelques établissements de production nationaux (oxygène liquide) et de centres de conditionnement et stockage régionaux, voire départementaux. Les stocks de 24-48h suffisent habituellement à la demande journalière des hôpitaux et sont renouvelés en continu par des rotations de véhicules (4). Face à une demande soudaine et importante, la réponse industrielle est conditionnée par des stocks limités, des délais d'approvisionnement (transport, conditionnement, renforts) et des difficultés de mise à disposition. Les centres hospitaliers doivent disposer d'un stock d'oxygène réglementaire d'un mois, éventuellement déployable sur un module de décontamination préhospitalière (MDPH).

- o *Dans les pays en voie de développement (PED)*

Les conséquences des catastrophes (naturelles ou non) sont décuplées dans les PED, du fait de la faiblesse des moyens disponibles pour intervenir, de la mauvaise utilisation

des secours venus de l’extérieur, du mauvais état sanitaire antérieur de la population, du surpeuplement et de la misère (14).

L’oxygène, élément de sécurité de base en anesthésie, fait souvent défaut ou est rare dans les PED. On oublie parfois qu'une chaîne technique forte et bien rôdée est indispensable pour que l'O_2 soit à disposition sans restrictions. De nombreux pays sont incapables de construire ou de gérer les maillons de cette chaîne (63).

Les cylindres d'O_2 étant lourds, encombrants, de transport souvent difficile ou dangereux, certains sites d'anesthésie sont parfois équipés de concentrateurs d'O_2. Leurs défauts principaux tiennent au fait qu'ils nécessitent souvent une alimentation électrique pas toujours possible, que leurs débits (5-6 L/min maximum) et leurs pressions peuvent se révéler insuffisants pour être utilisés avec certaines machines d'anesthésie (63).

Les médecins du Sud ne doivent pas se résigner à cette carence intolérable qui entraîne des décès. Les concentrateurs d’O_2, recommandés par l’OMS, constituent une aide précieuse, à condition de régler le problème de la maintenance sur place ainsi que du consommable et des pièces détachées pour la réparation (40, 64, 65). Fournir des concentrateurs devrait être une priorité pour toutes les associations humanitaires œuvrant dans la santé. *Perrelet* rapporte ainsi l’utilisation des concentrateurs pour l’oxygénothérapie des enfants à Ndiour au Sénégal (66).

Les sociétés et associations prestataires d’oxygène à domicile dans les pays du Nord doivent prendre conscience de l’immense service rendu en révisant les concentrateurs qui ont effectué le quota réglementaire d’heures de fonctionnement. Le débat «politiquement correct» de savoir s’il est licite de donner aux pays pauvres du matériel «réformé» dans les pays riches est déplacé, quand l’alternative est le dénuement absolu actuel et qu’il y a non-assistance à personne en danger. Les centrales de production d’O_2 avec des concentrateurs de type PSA permettent, sur le site même de l’hôpital, une production d’oxygène gazeux fiable et économique (64, 67). Un projet humanitaire au Malawi, rapporté par *Pedersen* (68), a permis d’économiser plus de 200000 livres par an grâce à un équipement en concentrateurs. Les hôpitaux sont ainsi autonomes et n’ont plus à limiter les indications d’oxygène. Ces centrales nécessitent certes un investissement, mais sont amorties en un à deux ans d’achat d’oxygène en bouteilles. Elles sont la solution idéale pour les hôpitaux éloignés de la capitale et du centre de production d’oxygène, mais constituent aussi pour les hôpitaux de la capitale, une solution économique. Cette solution s’impose progressivement dans les PED, avec une offre de plus en plus diversifiée. Au Gabon, des centrales PSA sont en service dans les trois hôpitaux provinciaux construits par la société autrichienne Vamed™ (64).

- *Gestion d'épidémies avec atteinte respiratoire*

L'autonomie en oxygène des hôpitaux, qui reste soumise à la production des laboratoires pharmaceutiques, peut être très vite dépassée en cas d'épidémie de maladie avec atteinte respiratoire.

Depuis la pandémie de grippe H1N1 en 2009, forte des exemples de plus grandes pandémies historiques, l'OMS incitent les hôpitaux du monde entier à se préparer à faire face à un afflux massif de patients (69). Le syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) est la complication redoutée chez les jeunes patients ou chez les patients fragiles comme les insuffisants cardiaques ou respiratoires, les femmes enceintes et les personnes souffrant d'obésité. Avec une ventilation artificielle très consommatrice en oxygène, le traitement du SDRA nécessite parfois le recours à des techniques d'oxygénation exceptionnelle, comme l'HFO (High Frequency Oscillation) ou l'ECMO (ExtraCorporeal Membrane Oxygenation).

Au Canada, dont les statistiques sont assez représentatives de la pandémie, 5% de la population est touchée par le virus H1N1, 0,3% des patients atteints sont hospitalisés, dont 20% en service de réanimation. 80% des patients présentant un SDRA ont nécessité le recours à une ventilation artificielle (70). Cependant, de récentes études affirment que le pronostic et les couts du SDRA lié à la grippe H1N1 sont similaires à ceux du SDRA d'autres étiologies (71).

2. Intérêt économique et enjeux industriels

Le recours aux concentrateurs d'oxygène pour la production d'oxygène conforme à la Pharmacopée Européenne oxygène 93 intéresse les établissements hospitaliers pour une utilisation régulière sur leur réseau d'oxygène.

En effet, l'hôpital MCO de Bayeux a investi dans un concentrateur Oxyplus Technologies™ (Novair™) en octobre 2011 (fig.116) et ce pour plusieurs raisons. L'accès à l'hôpital, situé dans le quartier historique de la ville, est très difficile pour les poids lourds qui assurent le ravitaillement en oxygène liquide. Les hivers parfois très enneigés entravent également la circulation. De plus, la sensibilité écologique des décideurs hospitaliers n'invite pas à privilégier les transports routiers. Puis, l'hôpital se trouve dans un secteur sauvegardé et la hauteur disponible pour l'installation d'un évaporateur ne correspond pas aux normes exigées. Depuis l'installation du concentrateur, l'établissement réalise ainsi une économie financière de 40% par rapport au système d'évaporation d'oxygène liquide. Le pharmacien est libéré du contrôle réglementaire régulier de la réserve d'évaporateur, de la commande express d'oxygène et du souci permanent de son acheminement (72).

Depuis, d'autres centres hospitaliers français s'intéressent à ce projet, notamment à St Pierre à Tahiti, à St Denis sur l'île de la Réunion, et en Guyane, mais aussi des nombreux hôpitaux canadiens. Il faut souligner que les difficultés d'approvisionnement dans les DOM-TOM multiplient par 10 le cout de l'oxygène médical. En Corse, l'acheminement du gaz est dépendant du trafic maritime, par les Ferris, étant fréquemment compromis par des grèves récurrentes et le risque de sabotage. A Narbonne, l'exiguïté des rues pour accéder à l'hôpital et la proximité des habitations remettent en question la sécurité en matière d'utilisation de l'oxygène liquide et de son stockage. L'HIA du Val de Grâce est aussi confronté à ce problème.



Figure 116 : Concentrateur Oxyplus® de l'hôpital de Bayeux

Les restrictions budgétaires en matière de santé étant les conséquences d'un souci d'économie générale dans le contexte actuel de crise, tout moyen permettant de diminuer les coûts des soins de santé est étudié. Le budget en oxygène médical annuel se compte en milliards d'euros, et représente environ 10% de la consommation générale d'oxygène. Les établissements de santé sont soumis aux tarifs des industriels pharmaceutiques qui ont le monopole sur la production de l'oxygène médical. Ainsi, un litre d'oxygène liquide pour évaporateur coûte 0,63 euros ; il faut compter 41,82 euros pour une bouteille de 15 litres d'oxygène remplie à 200 bars. La généralisation de l'oxygène 93+ par concentrateur constitue un véritable enjeu économique.

La situation est identique dans les années 70, lorsque l'air médical est encore contenu dans des bouteilles. Le ministère de la santé impose l'arrêt de leur utilisation au profit de réseaux d'air médical obtenu par extraction et filtrage de l'air ambiant que l'on connaît aujourd'hui.

En 2008, l'AFFSSAPS organise une réunion qui aboutit à l'autorisation de l'utilisation des concentrateurs d'oxygène dans le milieu civil à condition que les établissements concernés aient un contrat de maintenance avec le fabriquant des appareils. Elle effectue une étude de compatibilité de l'oxygène 93+ avec de nombreuses analyses, afin de déterminer son utilisation, notamment en réanimation, et les modifications nécessaires du réseau hospitalier qui devient dédié à l'oxygène 93+. Elle autorise le SSA à remplir les bouteilles d'oxygène avec de l'oxygène 93+ uniquement en condition d'opération extérieure, mais pas les établissements civils, ni en métropole, puisqu'elle considère que le SSA doit pouvoir être autonome sur le terrain pour la gestion

de l'oxygène afin de pouvoir assurer la sécurité de ses patients. En 2009, elle publie des recommandations sur l'utilisation des concentrateurs d'oxygène par les établissements de santé (22).

Un projet de réflexion sur l'utilisation de l'oxygène 93 était prévu par l'OTAN en octobre 2012.

Depuis 1988, les normes de l'oxygène médical produit par distillation (99,5% en Europe, 99% aux USA) ont main mise sur l'excellence de qualité. Cependant, l'amélioration des concentrateurs d'oxygène et de leurs tamis moléculaires permet d'obtenir des concentrations jusqu'à 99,5% (au détriment du débit). Le problème reste le remplissage des bouteilles en oxygène 93+ pour une autonomie complète dans la fabrication d'oxygène hors situation exceptionnelle.

3. L'avenir…

La production d'oxygène par les concentrateurs paraît la plus économique, tout en offrant le maximum d'autonomie en situation d'exception. Cependant, elle reste dépendante d'une énergie, électrique actuellement. Sur le terrain, l'électricité est soit disponible sur les réseaux locaux, soit générée par un groupe électrogène qui consomme des carburants. Dans un souci actuel d'écologie et d'autonomie vis-à-vis du pétrole, il serait possible, comme l'a montré *Schneider* en Gambie lors d'une mission humanitaire (73), d'utiliser l'énergie solaire, à la place des énergies fossiles. Ce projet reste rentable, par rapport aux bouteilles malgré le coût de l'investissement initial, si les besoins en oxygène sont supérieurs à 1 L/min pendant 6 jours. Le recours à l'énergie solaire est envisageable si un ensoleillement de plus de 6 heures par jour est garanti. Après avoir testé l'énergie solaire, *Litch* a fait fonctionner son concentrateur à partir de l'énergie produite par un moulin à vent (74) ; tout comme *Sakaue* (75), il a montré l'efficacité du concentrateur en haute altitude dont les conditions de ravitaillement en oxygène sont évidemment extrêmement difficiles.

L'ingénierie biomédicale est en progrès constant, et ne cesse d'améliorer les performances des concentrateurs d'oxygène. Ainsi, un projet est en cours d'étude sur un concentrateur portatif permettant de délivrer un débit d'oxygène allant jusqu'à 20L/min. Le FS-40® est un prototype qui a pour but de valider la technologie ATF. Le SSA envisage de mettre cette technologie à profit pour des petits concentrateurs d'oxygène de 20 L/min qui seront présents dans les formations sanitaires de campagne, ainsi que pour des concentrateurs grandes capacités de 15 m^3/h. Ce n'est qu'à la fin de l'étude sur le FS-40® que sera lancée l'étude de ces projets. La multiplicité des modules dans les concentrateurs d'oxygène ATF est un atout majeur pour leurs disponibilités, car elle permet un fonctionnement en mode dégradé en ne réduisant que le débit, et non la

concentration. Cet avantage permet de garder la continuité sur la production d'oxygène (19).

De plus, l'adaptation d'un concentrateur performant pour un usage médical en aéronautique serait une grande avancée pour les EVASAN aériennes.

En matière d'innovation, le nouvel appareil de transport Moves™ (fig.117, 118) conçu par la société américaine Thornhill Research™ associe un respirateur, un concentrateur d'oxygène, un système d'aspiration et un monitorage des paramètres vitaux (63), ce qui permettrait de diminuer le volume de 50% par rapport au matériel habituel. La FiO_2 assurée par le concentrateur serait supérieure à 85% quelle que soit la ventilation minute. Il pèse 22 kg, auxquels il faut rajouter des batteries de 1,8 kg chacune. Ses dimensions sont 103 x 14 x 23 cm. Il est prévu pour foncionner sous des températures allant de -26 à 54°C, avec une humidité de 5 à 95% (76). Cet appareil multifonction est en cours d'essai à l'HIA du Val de Grâce : les premières impressions du personnel l'utilisant rapporteraient un poids important et parfois gênant pour les différents transferts du patient, mais une maintenance courante plus simple avec un système de cartouche plate de chaux sodée très compacte et jetable.





Figures 117 et 118 : MOVES™

CONCLUSIONS

La production d'oxygène est une préoccupation réelle et constante dans la prise en charge des blessés de guerre, loin de notre confort professionnel en métropole.

Les différents moyens de production d'oxygène ont été étudiés ; certains ont été écartés car ils ne sont pas adaptés aux contraintes du terrain ou se sont révélés trop coûteux. Tout au long de l'histoire, la médecine militaire a été un véritable moteur pour la recherche et l'innovation dans le domaine de la production de l'oxygène. Le Service de Santé des Armées (SSA) a participé à l'amélioration des différents systèmes, notamment des chandelles chimiques et des concentrateurs à tamis moléculaires.

L'oxygène sous forme de bouteilles est indispensable pour la prise en charge des blessés au plus près du feu (au niveau du rôle 1), mais aussi lors des transferts. Cependant, il fallait trouver une solution afin de se libérer des aléas du ravitaillement sanitaire militaire, compte tenu des contraintes du transport aérien de l'oxygène et des priorités logistiques lors des conflits armés. Le SSA a donc fait le choix de compléter la dotation des structures de rôles 2 et 3 par des concentrateurs d'oxygène. L'Integra 10®, le FS-40® et le module Suppléance® permettent une nette économie de bouteilles d'oxygène pour l'oxygénothérapie des patients et pour la ventilation mécanique des patients.

En situation d'exception, l'estimation des besoins prévisibles en oxygène est difficile. Il faut prendre en compte une nécessaire marge de sécurité destinée à pallier les besoins imprévus de l'activité des blocs opératoires, notamment en cas d'afflux massif de blessés. La réalisation du Module de Production d'Oxygène Grande Capacité® (MPOGC) a permis de montrer qu'il était possible de satisfaire aux besoins des hôpitaux de campagne en matière d'anesthésie et de réanimation avec un gaz, venant se substituer à l'oxygène médicinal défini par la monographie de la pharmacopée européenne, l'oxygène 93%. Tout en restant dépendant d'une source d'énergie, le MPOGC, grâce à son système de remplissage des bouteilles, permet une autonomie totale en oxygène sur l'Hôpital Médico-Chirurgical.

On peut maintenant considérer que l'oxygène à usage médical est disponible à deux concentrations : 99,5 et 93 %. Cette dernière convient, comme le confirment les médecins utilisateurs, à l'ensemble des besoins médicaux, avec des conditions de réapprovisionnement qui diffèrent beaucoup en matière de coût et de contraintes (sécurité, délai, acheminement) et sont à l'avantage de l'oxygène à 93 %. L'oxygène produit par concentrateur ne pose pas de problème de sécurité puisqu'il n'impose pas de stockage ; le délai de production n'est conditionné que par la mise en route des appareils ; l'acheminement de l'oxygène n'est plus une préoccupation puisqu'il est produit sur site.

Les applications civiles de ce projet permettent des économies importantes, notamment pour les pays en voie de développement qui commencent, selon les

recommandations de l’Organisation Mondiale de la Santé, à s’équiper de concentrateurs d’oxygène et peuvent ainsi améliorer la qualité de leurs soins. La médecine de catastrophe pourrait également bénéficier de ce mode de production d’oxygène en grande quantité, souvent nécessaire dans la prise en charge simultanée d’un grand nombre de blessés graves. Ce système serait aussi très intéressant pour les zones difficiles d’accès ou lorsqu’un stockage pourrait être menaçant pour la population environnante.

Enfin, l’utilisation étendue des concentrateurs pour la production de l’oxygène 93% en métropole permettrait de réaliser d’importantes économies en matière de santé publique. L’autorisation de remplir des bouteilles avec de l’oxygène 93% en métropole serait une étape supplémentaire. Il va sans dire que d’importants intérêts industriels sont en jeux. Une rationalisation des dépenses s’impose dans le contexte financier actuel, que l’on pourrait considérer comme une situation d’exception...

Toutes ces innovations vont bien dans le sens d’une meilleure disponibilité de ce gaz indispensable à la vie et à la survie.

ANNEXE 1 : Statut de l'oxygène

L'oxygène est de loin l'élément que l'on trouve le plus abondamment dans la nature.

Il représente en poids :

- 46 % de l'écorce terrestre (sous forme d'oxydes, de silicates,..),
- 89 % de l'eau présente sur terre (sous forme moléculaire),
- 21% de l'air que nous respirons,
- 62% du corps humain (sous forme moléculaire).

Sous sa forme la plus connue (il constitue 21% de l'air), c'est un gaz incolore, inodore et sans saveur ; il est essentiel à la vie et réagit fortement en présence de nombreuses autres substances chimiques.

Caractéristique de l'oxygène :

- Formule : O_2
- Température d'ébullition en °C à la pression atmosphérique : - 183
- Masse volumétrique liquide kg / dm3 : 1,14
- Equivalence liquide / gaz (15°C à 1 bar) : 850
- Masse volume gaz kg / m3 (15°C à 1 bar) : 1,354

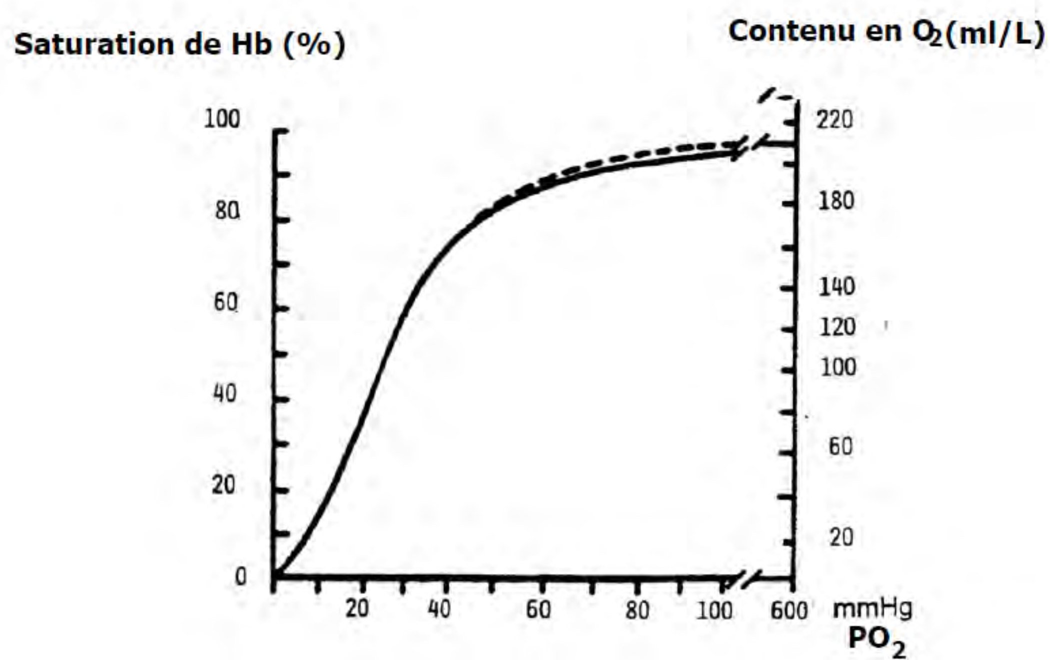
Tableau des normes concernant l'oxygène médical :
PHARMACOPEE FRANCAISE

Composants Valeurs limites :

- Oxygène en % (pureté) : 99,5
- Humidité (eau) en ppm : 67
- Monoxyde de carbone (CO) en ppm : 5
- Dioxyde de carbone (CO2) en ppm : 300
- Caractère organoleptique : Gaz incolore et inodore

(49)

ANNEXE 2: Courbe de dissociation de l'hémoglobine en oxygène



ANNEXE 3: Comparatif des différentes sources d'oxygène

Sources	Avantages	Inconvénients
Bouteilles d'oxygène	Pureté garantie Utilisation simple et silencieuse	Poids et volume non négligeables Risques liés à la pression Coût global important si transport aérien Problème lié aux réépreuves des bouteilles (réglementation équipements sous pression)
Oxygène liquide	Bon rapport volume oxygène fourni/volume de stockage Pureté garantie Utilisation silencieuse	Taux de vaporisation non négligeable Manipulation avec précautions Danger d'incendie ou d'explosion en cas de perforation du réservoir cryogénique Réglementation stricte pour transport routier et quasi-interdiction de transport aérien
Oxygène chimique	Autonomie énergétique (pas de source électrique) Stockage de très longue durée (> 10 ans) Maintenance faible Pas de fuite Pas de risque d'explosion Ne nécessite pas de personnel hautement qualifié Discrétion acoustique	Poids et volume chandelles non négligeables Coût très important du mètre cube d'oxygène produit Tributaire d'un moyen de transport pour acheminement des chandelles Réglementation à prendre en compte pour transport des chandelles chimiques
Système à membranes céramiques	Très grande pureté de l'oxygène produit Pas de réglementation contraignante quant à l'utilisation Pas de risque d'explosion	Fonctionnement à très haute température Forte consommation en énergie électrique Débit oxygène faible Coût important du mètre cube d'oxygène produit Technologie non encore industrialisée et fiabilisée
Concentrateurs d'oxygène	Prix de revient du mètre cube d'oxygène fourni très faible Pas de risque d'explosion Pas de réglementation contraignante quant à l'utilisation et au transport notamment aérien	Nécessité d'une alimentation électrique Poids et volume non négligeables Maintenance à prévoir Source de bruit et vibrations Adaptation nécessaire suivant environnement climatique
Electrolyse	Simple de mise en œuvre Adapté aux espaces confinés Pureté garantie	Dépendant d'une source d'électricité Nécessite une association à un surpresseur Grande consommatrice d'eau

(5)

ANNEXE 4 : Pharmacopée européenne sur l'oxygène 93%

04/2011:2455

OXYGÈNE À 93 POUR CENT

Oxygenium 93 per centum

O_2 — M_r 32,00

DÉFINITION

Teneur : 90,0 pour cent *V/V* à 96,0 pour cent *V/V* de O_2, le reste étant principalement constitué d'argon et d'azote.

Cette monographie s'applique à l'oxygène à 93 pour cent pour usage médicinal. Elle ne s'applique pas au gaz produit à l'aide de concentrateurs individuels à domicile.

PRODUCTION

L'oxygène à 93 pour cent est produit dans des concentrateurs simple étage par un procédé de purification de l'air ambiant par adsorption sur zéolites. En cours de production, la teneur en oxygène est vérifiée en continu au moyen d'un analyseur paramagnétique (*2.5.27*). De la conception à l'installation du concentrateur et après toute modification ou intervention majeure, le gaz produit satisfait aux exigences suivantes.

Dioxyde de carbone : au maximum 300 ppm *V/V*, déterminé à l'aide d'un analyseur infrarouge (*2.5.24*).

Gaz à examiner. La substance à examiner. Filtrez pour éviter les phénomènes optiques parasites.

Gaz témoin (a). Oxygène R.

Gaz témoin (b). Un mélange de 7 pour cent *V/V* d'*azote R1* et de 93 pour cent *V/V* d'*oxygène R*, contenant 300 ppm *V/V* de *dioxyde de carbone R1.*

Etalonnez l'appareil et ajustez la sensibilité à l'aide des gaz témoins (a) et (b). Mesurez la teneur en dioxyde de carbone dans le gaz à examiner.

Monoxyde de carbone : au maximum 5 ppm *V/V*, déterminé à l'aide d'un analyseur infrarouge (*2.5.25*).

Gaz à examiner. La substance à examiner. Filtrez pour éviter les phénomènes optiques parasites.

Gaz témoin (a). Oxygène R.

Gaz témoin (b). Un mélange contenant 5 ppm *V/V* de *monoxyde de carbone R* dans l'*azote R1.*

Etalonnez l'appareil et ajustez la sensibilité à l'aide des gaz témoins (a) et (b). Mesurez la teneur en monoxyde de carbone dans le gaz à examiner.

Monoxyde d'azote et dioxyde d'azote : au maximum 2 ppm *V/V* pour la somme des teneurs, déterminé à l'aide d'un analyseur à chimiluminescence (*2.5.26*).

Gaz à examiner. La substance à examiner.

Gaz témoin (a). Un mélange de 21 pour cent *V/V* d'*oxygène R* et de 79 pour cent *V/V* d'*azote R1*, contenant moins de 0,05 ppm *V/V* de monoxyde d'azote et de dioxyde d'azote.

Gaz témoin (b). Un mélange contenant 2 ppm *V/V* de *dioxyde d'azote R* dans l'*azote R1.*

Etalonnez l'appareil et ajustez la sensibilité de l'appareil à l'aide des gaz témoins (a) et (b). Mesurez les teneurs en monoxyde d'azote et en dioxyde d'azote dans le gaz à examiner.

Dioxyde de soufre : au maximum 1 ppm *V/V*, déterminé à l'aide d'un analyseur à fluorescence ultraviolette (figure 2455.-1).

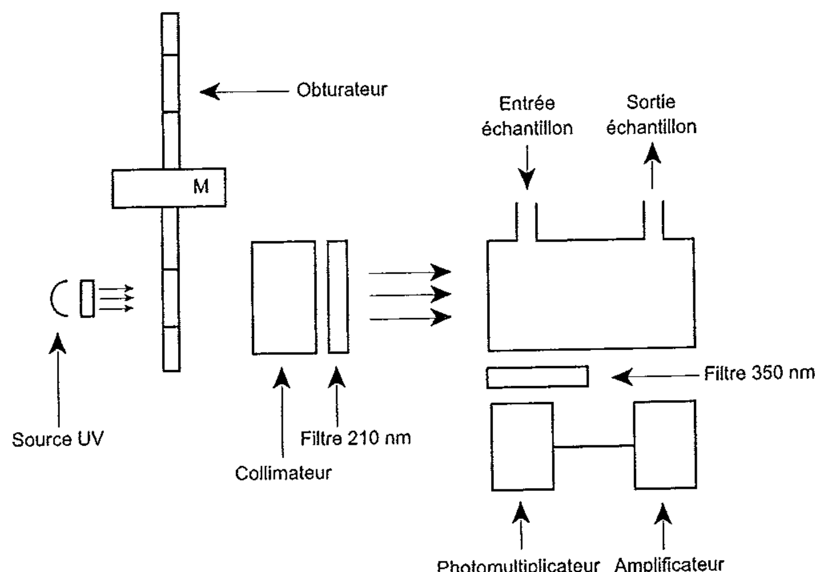


Figure 2455.-1. – *Analyseur à fluorescence UV*

L'appareil comporte :

- un système de génération du rayonnement ultraviolet d'une longueur d'onde de 210 nm, comprenant une lampe ultraviolette, un collimateur et un filtre sélectif ; le faisceau lumineux est interrompu périodiquement par un obturateur tournant à grande vitesse ;
- une chambre de réaction, dans laquelle circule le gaz à examiner ;
- un système de détection du rayonnement émis à la longueur d'onde de 350 nm, constitué par un filtre sélectif, un photomultiplicateur et un amplificateur.

Gaz à examiner. Filtrez la substance à examiner.

Gaz témoin (a). Un mélange de 7 pour cent *V/V* d'*azote R1* et de 93 pour cent *V/V* d'*oxygène R*.

Gaz témoin (b). Un mélange de 7 pour cent *V/V* d'*azote R1* et de 93 pour cent *V/V* d'*oxygène R* contenant de 0,5 ppm *V/V* à 2 ppm *V/V* de *dioxyde de soufre R1*.

Etalonnez l'appareil et ajustez la sensibilité à l'aide des gaz témoins (a) et (b). Mesurez la teneur en dioxyde de soufre dans le gaz à examiner.

Huile : au maximum 0,1 mg/m^3, déterminé à l'aide du tube détecteur d'huile (*2.1.6*).

Eau : au maximum 67 ppm *V/V*, déterminé à l'aide d'un hygromètre électrolytique (*2.5.28*).

Dosage. Déterminez la teneur en oxygène à l'aide d'un analyseur paramagnétique (*2.5.27*).

CARACTÈRES

Aspect : gaz incolore.

IDENTIFICATION

L'oxygène à 93 pour cent satisfait aux limites du dosage.

ESSAI

Dioxyde de carbone : au maximum 300 ppm *V/V*, déterminé à l'aide du tube détecteur de dioxyde de carbone (*2.1.6*).

Monoxyde de carbone : au maximum 5 ppm *V/V*, déterminé à l'aide du tube détecteur de monoxyde de carbone (*2.1.6*).

Monoxyde d'azote et dioxyde d'azote : au maximum 2 ppm *V/V* pour la somme des teneurs, déterminé à l'aide du tube détecteur de monoxyde d'azote et de dioxyde d'azote (*2.1.6*).

Dioxyde de soufre : au maximum 1 ppm *V/V*, déterminé à l'aide du tube détecteur de dioxyde de soufre (*2.1.6*).

Huile : au maximum 0,1 mg/m^3, déterminé à l'aide du tube détecteur d'huile (*2.1.6*).

Vapeur d'eau : au maximum 67 ppm *V/V*, déterminé à l'aide du tube détecteur de vapeur d'eau (*2.1.6*).

DOSAGE

Déterminez la teneur en oxygène à l'aide d'un analyseur paramagnétique (*2.5.27*).

CONSERVATION

L'oxygène à 93 pour cent obtenu avec un concentrateur d'oxygène est normalement utilisé sur le site où il est produit. Il alimente directement une canalisation pour gaz médicinal ou un système d'administration. Dans les cas autorisés par l'Autorité compétente, l'oxygène à 93 pour cent peut être conservé en récipients appropriés conformes aux prescriptions légales. N'utilisez des huiles ou des graisses que si elles sont compatibles avec l'oxygène.

IMPURETÉS

A. CO_2 : dioxyde de carbone,

B. CO : monoxyde de carbone,

C. SO_2 : dioxyde de soufre,

D. NO et NO_2 : monoxyde d'azote et dioxyde d'azote,

E. huile,

F. H_2O : eau.

Réactifs

Azote (dioxyde d'). NO_2. (M_r 46,01). *XXXXXXX*. [10102-44-0].
Teneur : au minimum 98,0 pour cent *V/V*.

ANNEXE 5 : Caractéristiques de l'Integra 10®





Caractéristiques techniques

Plage de débit	0.5 à 10.0L/mn par pas de 0.5L/mn
Concentration Oxygène	0.5 à 10.0 L/mn 92 ± 3% au niveau de la mer
Indicateur concentration oxygène	Voyant vert = Fonctionnement normal Voyant jaune clignotant = Entre 85% et 71% Voyant rouge clignotant = En dessous de 70%
Pression de sortie	Nominal 7.0 psig (48.2 kPa)[1] - Maximum 11.0 psig (75.8 kPa)
Alimentation électrique	230V~, 50Hz, 5.0A
Température de fonctionnement	De 10°C (50°F) à 40°C (104°F)
Niveau sonore	56 dBA Nominal
Dimensions (H x W x D)	Hauteur 66 cm × largeur 37 cm × Profondeur 50 cm
Poids	26 kg
Indications alarmes sonores	Coupure alimentation électrique Variations électriques Dysfonctionnement compresseur Température interne excessive Pression de sortie [35-36 psig (241.2-248.1 kPa) soupape de sécurité] Débit d'oxygène anormal >±30% du debit réglé Concentration d'oxygène basse <70% oxygen
Alimentation secours alarme	Pile 9V
Filtres	Admission air, Entrée compresseur et HEPA
Classification appareil	IEC Classe II, Type BF, Service continu
Conditions de transport et stockage	Température: -20°C (-4°F) à +60°C (+140°F) Humidité: Supérieur à 95% Non condensée
Effet de la pression sur le débit	0 psig (0 kPa): 10.0 L/mn 1 psig (7 kPa): 10.0 Nominal L/mn
Plage de fonctionnement du Système de mesure O2 OSCI	Température: 10°C (50°F) à 40°C (104° F) Indépendant de la pression atmosphérique
	Precision de la mesure : 85% (±3%) and 70(±5%)

(75)

ANNEXE 6 : Performances de l’Integra 10®

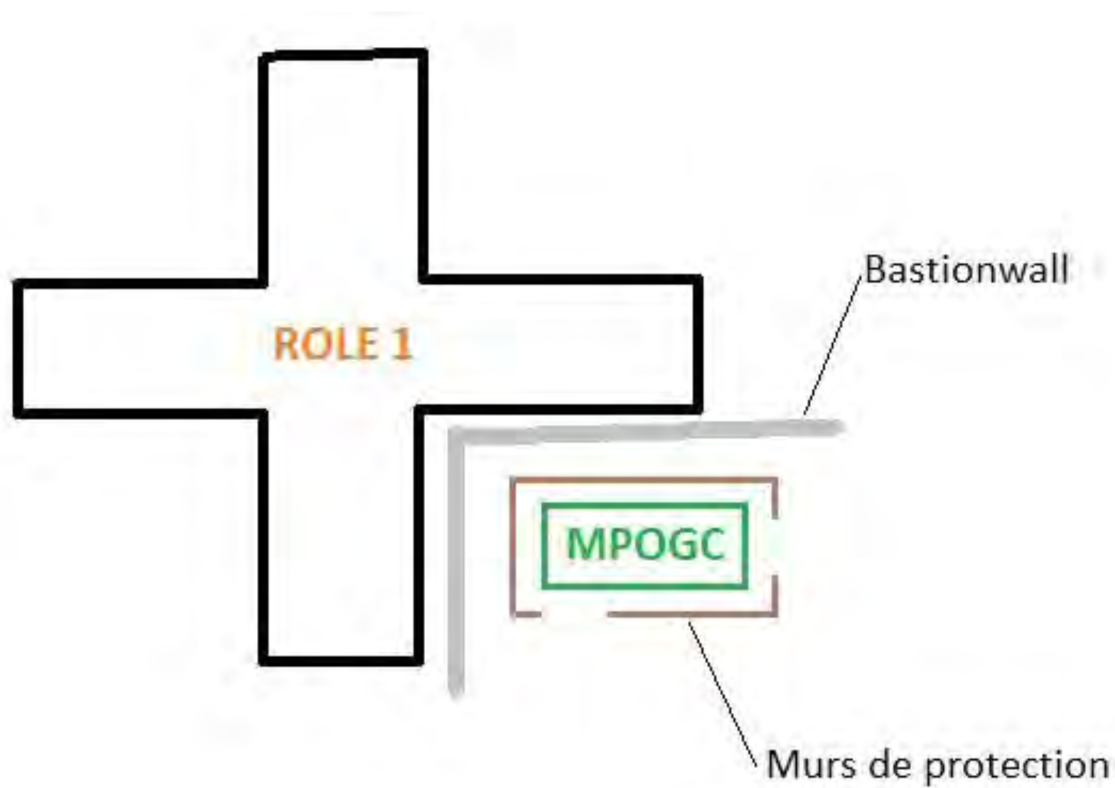
Capacité de l’Integra 10® avec le LTV1200® (13)

Fi02	DEO	**0,5**	**1,5**	**4**	**7**	**9**	**10**
VE	**5,2**	24,7	32,4	50,9	75	90,2	90,2
	8,1	24,9	31,5	48,2	70,5	85,5	89,3
	10,5	24,5	30,8	46,8	67	79,2	83,4
	14,1	23,3	27,9	39,8	55,4	67,2	70,4

Comparaison des différents extracteurs d’oxygène (15)

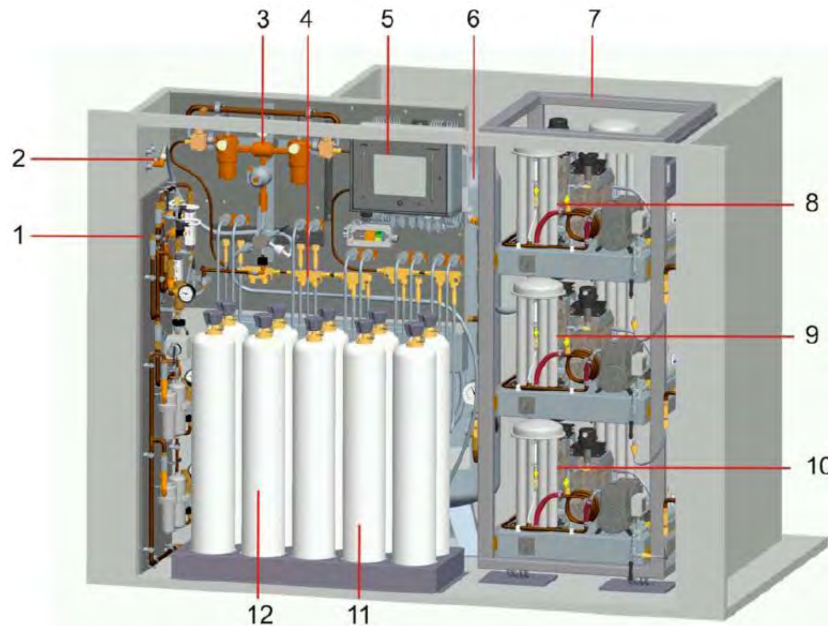
DEO	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
EO1	20,9	94,1	92,2	93,1	94,3	95,5	95,5	97,1	97,9	97,3	97,2
DEO	5,5	6	6,5	7	7,5	8	8,5	9	9,5	10	
EO1	97	97	97,2	98	98,2	98,4	98,4	97,6	97,1	95,5	
DEO	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
EO2	20,9	94,4	94,8	95,4	95,4	95,7	96	96,3	96,5	96,5	96
EO3	20,9	92,9	94,5	95,5	95,8	96,5	96,5	94,5	94,3	92,2	88,9

ANNEXE 7 : Implantation du MPOGC dans l'HMC



ANNEXE 8 : Caractéristiques du module Suppléance®

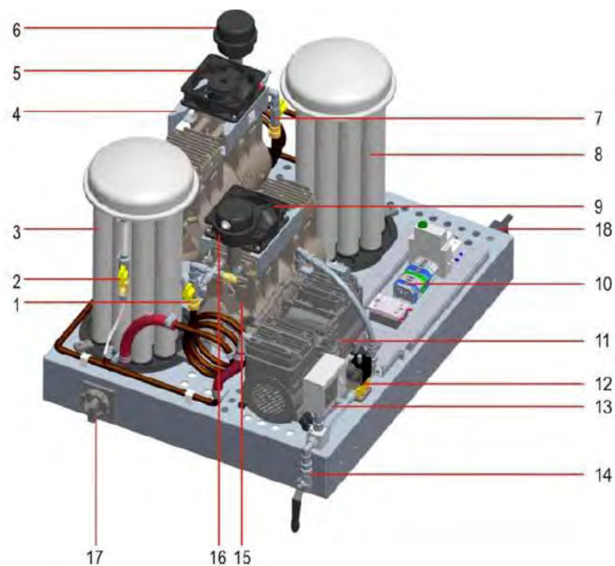
Composition du Module Suppléance



Légende :

1 Filtre et tableau de commutation
2 Interface des milieux (entrées ou sorties)
3 Tableau de commutation de haute pression
4 Blocs distributeurs de haute pression
5 Unité de commande FS-Control 3
6 Réservoir d'oxygène (250 l)
7 Rack de montage pour les trois FS20 Plates-formes
8 FS 20 Plate-forme 1
9 FS 20 Plate-forme 2
10 FS 20 Plate-forme 3
11 Alimentation de réserve en bouteilles à droit (4 bouteilles) (optionnel)
12 Alimentation de réserve en bouteilles à l'envers (6 bouteilles) (optionnel)
13 L'interface des milieux 2 se trouve dans la niche d'insertion du réservoir (n'est pas visible sur la photo)

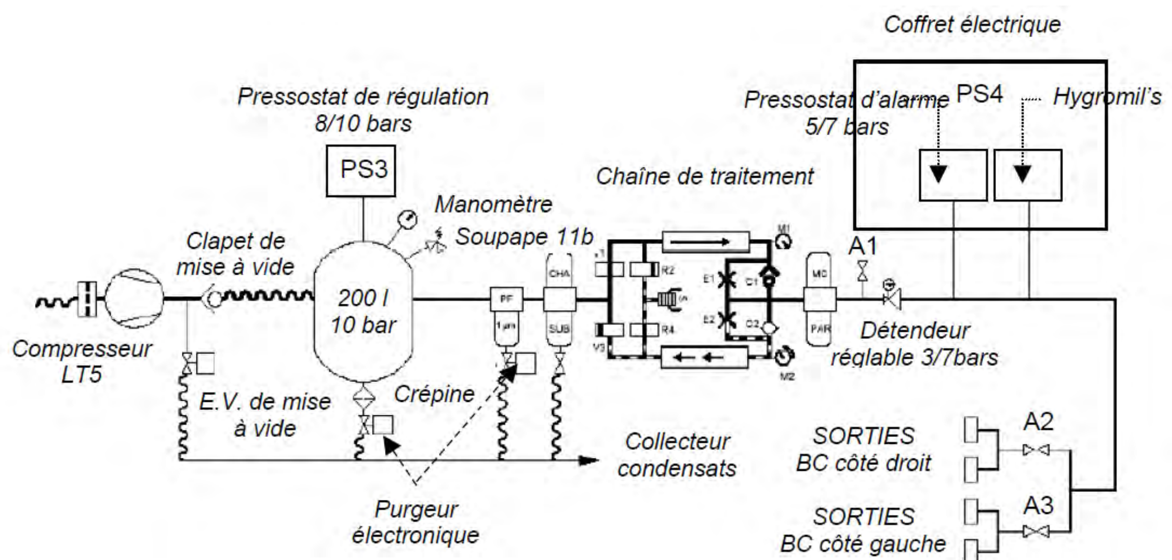
Module ATF du module Suppléance®



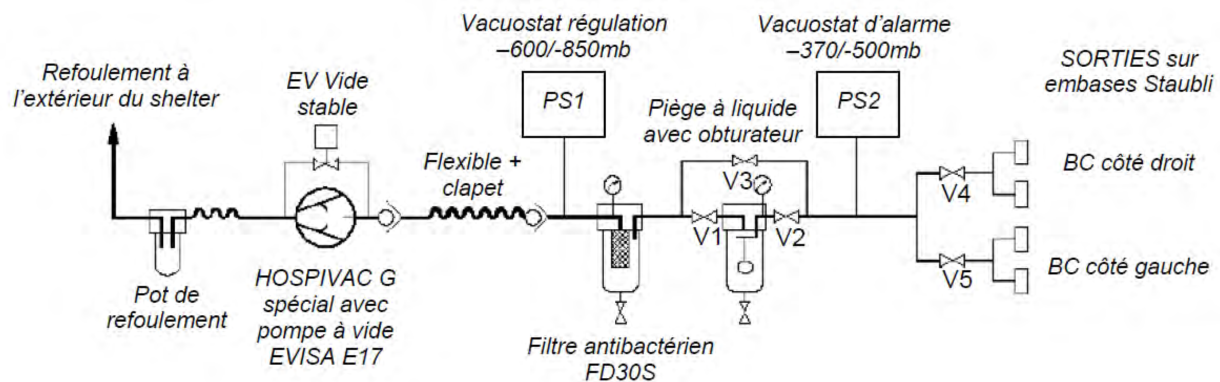
Légende :

1 Robinet d'arrêt entrée ATF - Module 1 10 Fusibles, bornes plates et relais temps
2 Robinet d'arrêt entrée ATF - Module 1 11 Recompresseur
3 ATF - Module 1 12 Soupape de vidange
4 Pré-compresseur 2 13 Commutateur de pression
5 Ventilateur 2 14 Sortie robinet d'arrêt O_2
6 Filtre d'entrée 15 Précompresseur 1
7 Robinet d'arrêt entrée ATF - Module2 16 Filtre d'entrée
8 ATF - Module 2 17 Commutateur principe de la plate-forme
9 Ventilateur 1 18 Alimentation sur secteur (74)

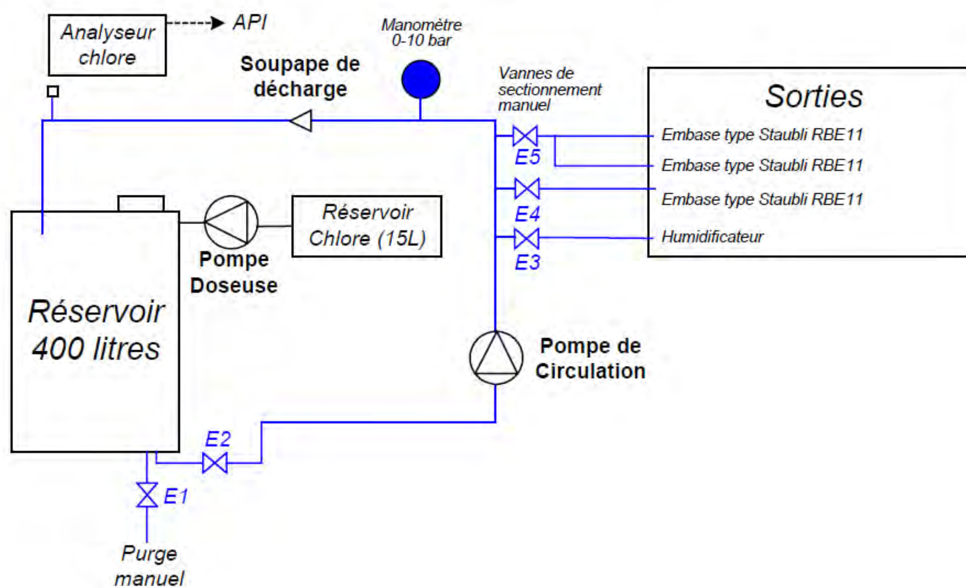
Production et distribution d'air



Production et distribution de vide



Système de distribution d'eau



ANNEXE 9 : Mission de l'HMC

Mission principale :

L'HMC assure le traitement primaire des blessés d'urgence absolue : extrêmes urgences (E.U.), premières urgences (1re U.), et priorité 1 (P1), après décontamination éventuelle.

• En combat classique :

E.U. : (5% des cas) blessés en danger de mort dont le traitement s'impose sans délais.
1re U : (25% des cas) blessés en danger de mort par l'apparition à bref délais de troubles physiopathologiques irréversibles. Leur traitement chirurgical peut tolérer un retard jusqu'à 6 heures, sous réserve de la mise en oeuvre rapide d'une réanimation efficace.

• En cas de pertes massives :

P 1 : cas chirurgicaux urgents, peu ou pas irradiés (0 à 150 rads), justiciables d'un traitement rapide et précoce : brûlés entre 15 à 40 % de la surface corporelle peu ou pas irradiés.

En principe l'H.M.C. ne doit pas recevoir :

- Les blessés d'urgence relative,
- Les cas médicaux,
- Les irradiés purs et les intoxiqués purs.

(49)

Bibliographie

1. Cousin MT. L'oxygène. [en ligne] 24 mars 2008. Disponible sur : http://www.histanestrea-France.org

2. The history of oxygen for treatment of asthma. [en ligne] 7 mars 2012. Disponible sur: http://hardluckasthma.blogspot.fr/2012/03/history-of-oxygen-for-treatment-of.htm

3. Prin-Lombardo JM. Oxygénothérapie – Actualités logistiques. *Urg Prat* 1995;10:27-32

4. Prin-Lombardo JM. Oxygénothérapie collective : logistique de masse et anticipation. *Urg Prat* 1993;4:7-9

5. Evrard P, Borneb M, Huartc B, Hokayem P. Production d'oxygène sur site appliquée aux hôpitaux de campagne. *IRBM* 2007;28:93-106

6. CAILLOT Catherine. L'oxygène à usage médical : dispensation, indications, toxicité, rôle du pharmacien. Thèse doctorat : Pharmacie. Université de Nancy, 2004.

7. Aubry P, Seguin P. Oxygénothérapie. *Urg Prat* 1998;29:65-7

8. Larcan A, André P. Logistique de l'oxygène et situations de crise. *Traité de médecine de catastrophe*, 1996, p. 237-49

9. Carpentier JP, Pouliquen G, Sergent H. Extracteurs d'oxygène en anesthésie-réanimation. Dix-sept ans de l'histoire du Service de santé des armées. *Médecine et armées* 1999;27:301-8

10. Cudennec YF, Bayle F, Brillac J et al. Hôpital de campagne Daguet.Consititution, organisation, logistique, enseignements. *Médecine et Armées* 1992;20:39-44

11. Rouvier B, Vasseur P, Bonsignour JP et al. Anesthésie et pénurie de fluides médicaux. *Mises au point en anesthésie-réanimation*. Paris : éd. MAPAR, 1989, p. 249-256

12. Domanski L. Oxygène et médecine de catastrophe. *Urg Prat* 1993;4:7-9

13. Coll. Réflexions et suggestions à propos de l'anesthésie-réanimation en temps de guerre. *Médecine et Armées* 1982;10:895-902

14. Aubert M, Coursange F, Anesthésie-Réanimation en milieu tropical. *Médecine en situation de Catastrophe*. Paris : éd. Masson, 1987, p. 194-200

15. Le Guern G, Dumas P, Genco G et al. L'alimentation en oxygène en temps de guerre. Perspectives actuelles. *Cahiers d'Anesthésie* 1994; 42: 539-44.

16. Electrolyse de l'eau. [en ligne] 12 septembre 2012. Disponible sur : http://fr.wikipedia.org/wiki/Électrolyse_de_l'eau

17. SEOS. [en ligne] Disponible sur : http://www.ceramatec.com/technology/ceramic-solid-state-ionic-technologies/separation-&-purification-technologies/oxygen.php

18. Nadaud J, Landy C, Gagnon N et al. Production d'oxygène en situation d'exception. Congrès SRLF, Paris, 2010.

19. Mancel B. Présentation et maintenance du concentrateur FS-40®. Mémoire, session 2006-2007, ECMSSA.

20. Abdoul M. Production de masse d'oxygène dans les hôpitaux mobiles de campagne. Mémoire, session 2003-2004, ECMSSA.

21. Pharmacopée européenne, 2010. Monographie n° 2455 : oxygène à 93% pour usage médicinal.

22. AFSSAPS. Recommandations d'utilisation des concentrateurs d'oxygène pour l'approvisionnement du système de distribution des gaz médicaux d'un établissement de santé. 16 juillet 2009.

23. Cardan E, Pascu A, Popescu S. Room air ventilation for total intraveinous general anesthesia. *AFAR* 1988;7:449-51

24. Brille P, Michaud A. Danger ou sécurité de l'apnée volontaire en fonction du mode de ventilation préalable. *Anesth Analg Rea* 1981;38:491-5

25. Ton Duc Lang, Doang Thanh Tam, Do Tat Tao. Emploi de l'air atmosphérique dans l'anesthésie endotrachéale en temps de guerre. *Ann Anesth Franc* 1972;13:549-57

26. Buffat JJ, Mary G, Leussier J et al. Les extracteurs : source originale d'oxygène pour l'anesthésie de masse. *Conv Med* 1986;5:31-6

27. 1906 Cap sur l'international. [en ligne] Disponible sur : http://www.airliquide.com/fr/le-groupe/qui-nous-sommes/l-histoire-d-air-liquide/1906-cap-sur-linternational.html

28. Dorne R, Lombard C, Poujol C. Comment calculer le débit de gaz à afficher pour obtenir une FiO_2 donnée. *Med Armées* 1982;10:47-8

29. Le Marec C, Puidupin M, Saissy JM. Alimentation en oxygène en situation de guerre. *Urgences et Réanimation en milieu militaire*. Paris : éd. Arnette, 2000, p. 649-659.

30. Nadaud J, Rüttimann M, Landy C et al. Evolutions récentes des techniques de production d'oxygène dans les formations sanitaires de campagne. *Réanoxyo* 2009;25:51-3

31. Buffat JJ, Thonnier C, Diraison Y et al. Place des extracteurs d'oxygène pour l'anesthésie en situation de catastrophe. *Bull Mém Soc Med Paris* 1982;10:170-80

32. Buffat JJ, Bonsignour JP, Brinquin L, Naudan P, Lebéver Y, Rague P. Les extracteurs d'oxygène en situation de catastrophe. *Conv Med* 1987;6:219-23

33. Carpentier JP. Intérêt de l'extracteur d'oxygène dans une antenne chirurgicale. *Med Armées* 1991;19:29-32

34. Carpentier JP, Gosset S, Carjuzaa A et al. Extracteur d'oxygène et ventilation contrôlée pour anesthésie en situation d'exception. *JEUR* 1990;3:27-33.

35. Kaiser E, Pernod G, Meaudre E et al. Fractions d'oxygène délivrées par le LTV 1000™ alimenté en oxygène normobare. *JEUR* 2005;18,149-53

36. SeQual™. Integra 10®. Manuel d'utilisation.

37. DAPSA/ECMSSA. Fiche de présentation. ECO_2 Integra 10® SeQual™. Document n° 11.0196.02.10

38. Rüttimann M, Nadaud J, Landy C et al. Comparaison des FiO_2 maximales délivrées par trois extracteurs d'oxygène pour l'anesthésie en situation d'exception. CARUM, Paris, 2-4 juin 2010.

39. Landy C, Nadaud J, Lemoine A et al. Performances de l'extracteur d'oxygène (EO) de nouvelle génération Integra® (SeQual™) en situation d'exception. Congrès Urgences 2009, Paris, 3 juin 2009.

40. Reportage : Générateurs de gaz, quand les hôpitaux de campagne deviennent autonomes en oxygène. *Cryoscope* [en ligne] Disponible sur : http://www.airliquideadvancedtechnologies.com/file/otherelement/pj/cryoscope%20no136536.pdf

41. Sevin F. Module de production d'oxygène. Document ECMSSA, 16/08/2011.

42. INEO GDF Suez. Manuel technique, Module Suppléance®. Document n° AL1664FOOMT.

43. Saliou C, Hénault M. Rapport d'étude technique : Raccordement du module Suppléance® à l'Antenne Chirurgicale AC/05. RT n° 37 ECMSSA/CDT1/PT/ING. 09/12/2012.

44. Raharison G, Denux V. La nouvelle génération des équipements dédiés au soutien santé des forces : approche modernisée. *Med Armées* 2010;38:119-23

45. De SERRE de St ROMAN Charlotte. Triage et conflits actuels, les nouveaux concepts en chirurgie de guerre. Thèse doctorat : Médecine. Nancy, 2011.

46. Borne M, Derain P. Avions vecteurs d'évacuations sanitaires aériennes. [en ligne] Disponible sur : http://www.carum.org/8-avion-21juin.pdf

47. Jault P, Pasquier P, Vichard A et al. Les évacuations sanitaires par voie terrestre. *Réanoxyo* 2007;21:15-16

48. SSA. Poste médical. [en ligne] Disponible sur : http://www.defense.gouv.fr/sante/medecine-operationnelle/unites-medicales-operationnelles/poste-medical

49. Borge E. Les hélicoptères : missions Evasan de l'ALAT en OPEX. *Réanoxyo* 2007;21:17-9

50. Bauchu JY. Opération Libage. Antenne chirurgicale dans le soutien humanitaire au profit des Kurdes. *Med Armées* 1992;20:131-3

51. SSA. Antenne Chirurgicale. [en ligne] Disponible sur : http://www.defense.gouv.fr/sante/medecine-operationnelle/unites-medicales-operationnelles/antenne-chirurgicale

52. Balandraud P, Puidupin M, Escarment J et al. Une nouvelle unité médicale opérationnelle pour l'Armée Française : le Module de Chirurgie Vitale (MCV). *e-mémoire de l'Académie nationale de Chirurgie* 2010;10:69-71

53. SSA. Hôpital Médico-Chirurgical. [en ligne] Disponible sur : http://www.defense.gouv.fr/sante/medecine-operationnelle/unites-medicales-operationnelles/hopital-medico-chirurgical-hmc

54. Coutant G, Flocard F, Vergos M. Nouvelle génération des hôpitaux de campagne. *Med Armées* 2005;33:27-34

55. Le Dantec P, Kenane N, Curet MP et al. Les bateaux, vecteurs d'évacuations ? *Réanoxyo* 2007;21:22-4

56. Marotte H. Transport aérien de passagers malades ou blessés : conséquences physiologiques du vol. *Réanoxyo* 2007;21:12-4

57. Pats B, Debien B, Borne M. Les EVASAN stratégiques. Principes d'organisation et de régulation. *Réanoxyo* 2007;21:8-11

58. SSA. Morphée. [en ligne] Disponible sur : http://www.defense.gouv.fr/sante/medecine-operationnelle/evacuations-medicales/morphee

59. Air Liquide™. OBOGS. [en ligne] Disponible sur : http://www.airliquideadvancedtechnologies.com/fr/our-offer/aeronautics/systems-de-generation-d-oxygene-embarques/obogs-avions-de-chasse.html

60. Guillemantot P. Les extracteurs d'oxygène : retour d'expérience sur les vols moyen et long courrier. 4[e] Rencontres de Médecine d'Assistance, Paris, 14 juin 2008.

61. Paineau JP, Galeano A. Problèmes posés par l'apport d'oxygène en temps de guerre ou lors de catastrophes. *Urgences* 1991;10:123-8

62. Larcan A, Nace L, Mougeolle F et al. Collective oxygenotherapy and disaster medicine. *Bull Acad Nat Med* 1998;182:1191-205

63. Waeber JL, Merzouga B. Anesthésie dans un environnement humanitaire. [en ligne] Disponible sur : http://titan.medhyg.ch/mh/formation/article.php3?sid=22616

64. L'Her P, Tchoue R, Hutin R et al. Le problème de l'oxygène dans les pays en voie de développement. *Med Trop* 2006;66:631-8

65. Baskett PJ. The trauma anesthesia / critical care specialist in the field. *Crit Care Clin* 1990;6:13-24

66. Perrelet A, Zellweger JP, Talla I et al. The oxygen concentrator: an appropiate technology for treating hypoxaemic children in developing countries. *Int J Tuberc Lung Dis* 2004;8:1138-41

67. Mokuolu OA, Ajay OA. Use of an oxygen concentrator in a Nigerian neonatal unit: economic implications and reliability. *Ann Trop Pediatr* 2002;2:209-12

68. Pedersen J, Nyrop M. Anaesthetic equipment for a developing country. *Br J Anaesth* 1991;66:264-70

69. OMS. Préparation et action en cas de grippe pandémique. 2009, p.46-47.

70. Kumae A. Pandemic H1N1 influenza. *J Thorac Dis* 2011;3:262-7

71. Wiesen J, Komara JJ, Walker E et al. Relative cost and outcomes in the ICU of ALI due to pandemic influenza compared with other etiologies: a single center study. *Ann Int Care* 2012;2:41

72. Novair Médical. Le choix du concentrateur d'oxygène à l'hôpital de Bayeux. *Plateaux techniques actualités* 2012;58:21

73. Schneider G. Oxygen supply in rural africa: a personal expérience. *Int J Tuberc Lung Dis* 2001;5:524-6

74. Litch JA, Bishop RA. Oxygen concentrator for the delivery of supplemental oxygen in remote high-altitude areas. *Wilderness Environ Med* 2000;11:189-91

75. Sakaue H, Suto T, Kimura M et al. Oxygen inhalation using an oxygen concentrator in a low-pressure environment outside of a hospital. *AJEM* 2008;26:981-84

76. Thornhill Research™. MOVES™. [en ligne] Disponible sur : http://www.thornhillresearch.com/p-moves.html

VU

NANCY, le **10 octobre 2012**

Le Président de Thèse

Professeur Cl. MEISTELMAN

NANCY, le **11 octobre 2012**

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur H. COUDANE

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/*5069*

NANCY, le **22 octobre 2012**

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Professeur P. MUTZENHARDT

RÉSUMÉ DE LA THÈSE

Introduction :
Sur le terrain, en situation d'exception, la disponibilité de l'oxygène est une préoccupation réelle et constante de l'anesthésiste-réanimateur militaire pour la prise en charge des blessés de guerre. L'oxygène en bouteille étant lourd, encombrant, et son ravitaillement aléatoire, le Service de Santé des Armées (SSA) recourt à d'autres sources d'oxygène.

Méthode :
Nous commencerons par étudier les différents moyens de production de l'oxygène. Ensuite, nous en rappellerons l'historique dans le SSA, nous rapporterons les récentes études de performance des concentrateurs d'oxygène actuels, puis nous présenterons la dotation en oxygène dans les différentes structures opérationnelles. Nous analyserons enfin l'adéquation des moyens aux besoin sur le terrain, ainsi que l'extension de l'utilisation des concentrateurs dans le milieu civil et en médecine de catastrophe.

Résultats :
L'oxygène en bouteille est indispensable pour la prise en charge des blessés au plus près du feu. Dans les structures médico-chirurgicales, les concentrateurs d'oxygène de nouvelle génération fournissent une qualité et des débits d'oxygène suffisants pour assurer la ventilation mécanique des patients lors d'afflux massifs de blessés ; certains permettent le remplissage des bouteilles. Ce mode de production règle les problèmes de ravitaillement et de stockage de l'oxygène ; il est applicable en médecine de catastrophe.

Conclusion :
Les concentrateurs d'oxygène de nouvelle génération et de grande capacité, grâce au remplissage des bouteilles, offrent une autonomie totale en oxygène sur le terrain. Leur utilisation en métropole et dans le milieu civil permettrait de nettes économies.

TITRE : Production d'oxygène en situation d'exception, vers une autonomie totale.
Oxygen production in exceptional situation, towards full autonomy.

THÈSE : **MÉDECINE SPÉCIALISÉE** ANNÉE : **2012**

MOTS CLÉS : **production d'oxygène** (oxygen production), **concentrateur d'oxygène** (oxygen concentrator), **tamis moléculaire** (molecular sieve), **médecine de guerre** (war medicin), **médecine de catastrophe** (disaster medicin).

ADRESSE DE L'U.F.R. : **UNIVERSITÉ DE LORRAINE**
Faculté de Médecine de Nancy
9, Avenue de la Forêt de Haye
54 505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex